

Trabajo Fin de Grado

Análisis biomecánico de diferentes fijaciones de lesiones en la sindesmosis tibio-peronea.

Autor/es

Daniel Ariza Orquín

Director/es

M^a Ángeles Pérez Ansón

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

2018



Escuela de
Ingeniería y Arquitectura
Universidad Zaragoza

DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

TRABAJOS DE FIN DE GRADO / FIN DE MÁSTER

D./D^a. DANIEL ARIZA ORQUÍN

con nº de DNI 25209790L en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)
GRADO _____, (Título del Trabajo)

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE DIFERENTES FIJACIONES DE LESIONES EN LA
SINDESMOSIS TIBIO-PERONEA.

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 20 de Noviembre 2018

Fdo: _____

RESUMEN:

Análisis biomecánico de diferentes fijaciones de lesiones en la sindesmosis tibio-peronea:

En el presente trabajo se van a comparar diferentes tipos fijaciones para las lesiones que se producen en la parte inferior de la articulación tibio-peronea. Para comenzar con el análisis se procederá a la obtención del modelo en tres dimensiones de dicha articulación. Esto se realizó en colaboración con el departamento de Traumatología del Hospital Clínico Lozano Blesa, el cual proporcionó el TAC que posibilitó la extracción del modelo. A partir de este TAC y gracias al programa **MIMICS (Materialise N.V, Lovaina, Bélgica)**, se obtuvieron las tres partes que componen el modelo: **TIBIA, PERONÉ y ASTRÁGALO**. Posteriormente se utilizó un nuevo programa, **3-MATIC (Materialise N.V, Lovaina, Bélgica)**, que permitirá generar tanto el mallado interior como el exterior de las distintas partes, y que luego permitirá realizar el análisis de elementos finitos.

Una vez que se han obtenido los volúmenes y mallas de las partes del modelo de la articulación se pasará a la simulación en **ABAQUS (Dassault Systemes Simulia Corp., Francia)**. Se introducirán los diferentes ligamentos con los que cuenta la articulación, cargas y contactos para que el modelo que finalmente se obtenga sea un reflejo lo más fiel posible al comportamiento real. Los ligamentos que se introducirán serán: **ligamento tibiperoneo anterior, ligamento tibioperoneo posterior, membrana interósea, ligamento tibioastragalino anterior, ligamento tibioastragalino posterior, ligamento peroneoastragalino anterior, ligamento peroneoastragalino posterior.**

En primer lugar, se realizará el modelo de la articulación sana, es decir, con todos los componentes en perfecto estado y cuando se obtengan los resultados, **desplazamientos y tensiones**, se eliminarán ciertos ligamentos para, de esta forma, simular la lesión. Cuando se tengan los dos modelos, sano y lesionado, se compararán y se verán las diferencias que existen entre ellos.

El siguiente paso será la fijación de la articulación a través de distintos tipos de fijaciones. Se han comprobado y comparado la fijación a través de tornillos y Sindesmosis TightRope (**Arthrex**). Esta última fijación es una novedosa técnica menos invasiva que las tradicionales fijaciones con tornillos.

Se realizarán diferentes modelos de fijaciones con tornillos y de todos ellos se verá cual es el que tiene una mejor respuesta y reduce mejor la lesión. Los resultados se compararán en todo momento con el modelo la articulación sana. Los modelos que se generarán con la fijación con tornillos serán: **tornillo tricortical, tornillo cuatricortical, dos tornillos tricorticales a 18 mm de separación entre ellos, dos tornillos tricorticales a 15 mm separación entre ellos, dos tornillos tricorticales a 10 mm separación entre ellos, dos tornillos cuatricorticales a 18 mm separación entre ellos, dos tornillos cuatricorticales a 15 mm separación entre ellos y dos tornillos cuatricorticales a 10 mm separación entre ellos.**

Con la fijación TightRope, se realizarán una serie de pruebas con la pretensión que tendrá que tener el elemento de fijación y con los resultados obtenidos se verá cual tiene un mejor comportamiento. Para acabar, se compararán los dos mejores modelos obtenidos y se decidirá cual de las dos fijaciones tiene mejores resultados para reducir la lesión hasta valores anteriores a la producción de la misma.

ÍNDICE:

1. INTRODUCCIÓN:	4
1.1 LA BIOMECÁNICA:	4
1.2 SINDESMOSIS TIBIOPERONEA:	5
1.3 OBJETIVO.	11
1.4 DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO.	12
2. MATERIAL Y MÉTODOS:	13
2.1 GEOMETRÍA Y MODELO DE ELEMENTOS FINITOS:	13
2.2 PROPIEDADES DEL MATERIAL:	16
2.3 CARGAS Y CONDICIONES DE APOYO:	18
2.4 SIMULACIÓN DE LA LESIÓN Y TRATAMIENTOS:	20
3. RESULTADOS:	25
4. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS:	32
5. BIBLIOGRAFIA:	35
6. ANEXO:	38

1. INTRODUCCIÓN:

1.1. LA BIOMECÁNICA:

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objetivo estudiar los movimientos del cuerpo humano, es decir, tiene en cuenta los aspectos fisiológicos y mecánicos implicados en el movimiento, tal y como indica la propia terminología de la palabra, ya que, literalmente biomecánica se puede definir como la máquina de los seres vivos.

Dentro de ella hay dos tipos de biomecánica:

- **Estática:** Se centra principalmente en el equilibrio de los cuerpos que se encuentran en reposo o en movimiento.
- **Dinámica:** Se encarga del estudio de los cuerpos bajo la acción de las diferentes fuerzas que intervienen en el movimiento. Esta, a su vez, se puede dividir en dos subapartados:
 - Cinemática: Es el estudio de los movimientos en los que se produce algún tipo de desplazamiento o aceleración.
 - Cinética: Es el estudio de las fuerzas que ocasionan el movimiento.

Como bien se ha visto anteriormente la biomecánica se fundamenta en conceptos propios de la física, tales como fuerza, aceleración, movimiento o reposo.

La biomecánica está presente en multitud de ámbitos, pero se pueden destacar tres:

- **Biomecánica médica:** Es la encargada de evaluar las patologías que sufre el cuerpo humano para generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o paliarlas.
- **Biomecánica deportiva:** Se basa en analizar actividades deportivas para mejorar el rendimiento de deportistas, desarrollar o mejorar técnicas de entrenamiento y diseñar complementos, materiales y equipamiento que ayude y aumente las prestaciones del deportista.
- **Biomecánica ocupacional:** Estudia la relación mecánica entre el cuerpo y todos los elementos que interactúan con él en diversos ámbitos (en el trabajo, en casa, en el manejo de herramientas, etc). Esta disciplina de la biomecánica está muy ligada a la ergonomía.

Hoy en día, esta disciplina científica está sufriendo unos avances muy significativos. Esto es debido a que se cuenta con una mayor potencia computacional y repercute directamente en la mejora y creación de unos modelos mucho más acordes con la realidad.

El principal objetivo de la biomecánica es el de resolver los diferentes problemas que surgen de las distintas condiciones a las que puede verse sometido nuestro cuerpo en diferentes situaciones. Las diferentes posibilidades que ofrece la biomecánica de mejorar nuestra salud y calidad de vida la han consolidado como un campo de conocimientos en continua

expansión, capaz de aportar soluciones muy beneficiosas para nuestro entorno más cercano.

La proyección industrial de la biomecánica ha alcanzado a diversos sectores, sirviendo de base para la creación y adaptación de numerosos productos: técnicas de diagnóstico, implantes e instrumental quirúrgico, prótesis, ayudas técnicas a personas con discapacidad, sistemas de evaluación de nuestras actividades, herramientas y sistemas de seguridad en automoción, entre otros muchos.

1.2. SINDESMOSIS TIBIOPERONEA:

1.2.1 ANATOMÍA:

Se denomina sindesmosis a una articulación en la que dos de los que la forman están unidos a través de ligamentos. En el trabajo que se va a realizar se va a elegir como zona de estudio la articulación inferior entre la tibia y el peroné. Es una de las partes más importantes encargada del mantenimiento del equilibrio estructural de la mortaja del tobillo durante la transmisión de peso y al caminar. Proporciona el primer nivel de estabilidad.

A continuación, se comenzará con la explicación de los dos huesos que componen esta articulación, para posteriormente, pasar a explicar los diferentes ligamentos de los que consta.

- **Tibia (Fig.1):** Este hueso es el mayor y más medial de todos lo que componen la pierna. El extremo proximal se encuentra ensanchado para formar, de este modo, los cóndilos medial y lateral. Se proyectan hacia atrás y la parte superior de la superficie anterior se inclina hacia arriba y atrás, dando así al extremo superior la apariencia de estar incurvado. El cuerpo de la tibia se estrecha ligeramente hacia abajo, a partir de los cóndilos, en dos tercios de su longitud, y nuevamente se ensancha cerca de su extremidad inferior.

La extremidad inferior de la tibia presenta un prominente maléolo medial que se proyecta hacia abajo desde su zona medial. El maléolo presenta una superficie medial redondeada que se continua con la superficie medial del cuerpo de la

tibia y forma el relieve que se observa en la zona medial del tobillo. La extremidad inferior del hueso y maléolo son lisos y ligeramente convexos. La superficie inferior presenta una cresta anteroposterior que encaja con el astrágalo. **CUNNINGHAM et al. (1981).**

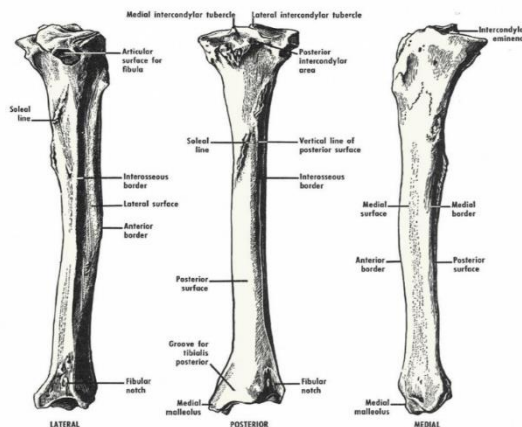


Fig. 1. Tibia.

- **Peroné (Fig 2):** Es más delgado que la tibia y tiene ensanchados sus dos extremos. El extremo superior, o cabeza, puede palparse como un relieve situado por detrás y debajo de la zona lateral de la rodilla. La cabeza tiene forma de cubo y se adelgaza al final, formando un cuello que se continúa con el cuerpo. Tiene un vértice cónico que se

proyecta hacia arriba desde la zona posterolateral de la cabeza. Medial a éste se encuentra la superficie articular de la cabeza que se dirige hacia arriba y ligeramente hacia dentro. El cuerpo del peroné está casi enteramente cubierto de músculos. El extremo inferior del peroné forma el maléolo lateral. Es más aplanado que el extremo superior y tiene una superficie lateral subcutánea redondeada. Su zona medial tiene una superficie articular maleolar, que encaja con la superficie maleolar del astrágalo. **CUNNINGHAM et al. (1981).**

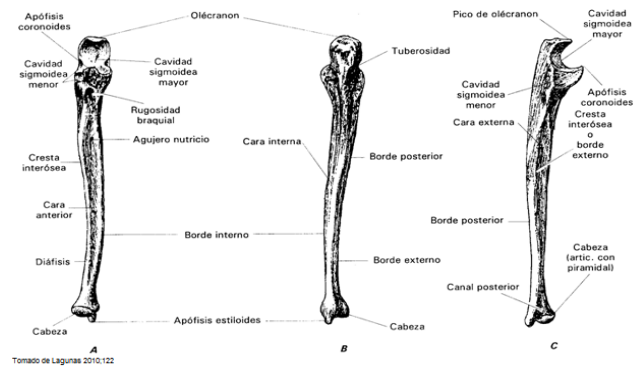


Figura 2. Peroné.

Una vez vistos los dos componentes óseos que forman la articulación, se va a explicar el complejo ligamentoso de la sindesmosis.

La articulación peroneotibial inferior es muy fibrosa y, además, no existe superficie cartilaginosa: por este motivo, se dice que es una anfiartrosis, es decir, un tipo de articulación que puede realizar movimiento muy limitados y que está formada por dos superficies más o menos planas unidas fuertemente por fibrocartílago a modo de ligamentos. Esta articulación está compuesta por dos ligamentos muy potentes: Ligamentos tibioperoneos anterior y posterior.

- **Ligamento tibioperoneo anterior (Figura 3) (LTA):** Es una banda de tejido conectivo denso y fibroso que conecta los huesos de la tibia y el peroné. Es grueso y nacarado, se dirige oblicuamente hacia abajo y hacia fuera. Su borde inferior ocupa el ángulo externo de la mortaja del astrágalo; de este modo bisela la parte anterior de la arista externa de la polea astragalina en los movimientos de flexión del tobillo.

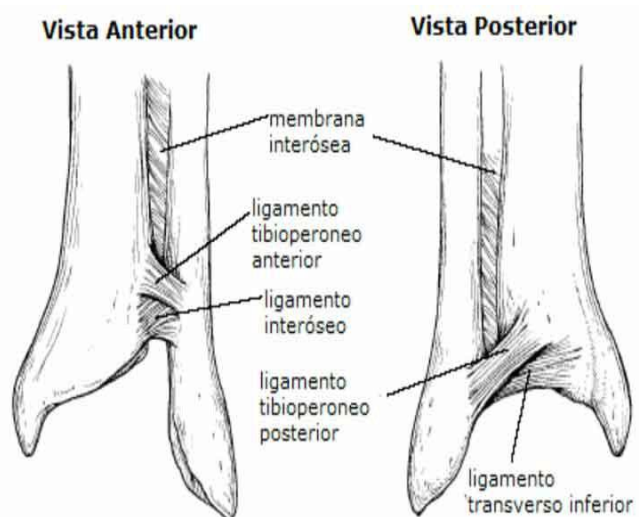


Fig. 3. Vista Ligamentos que componene la articulación (LTA, LTP)

- **Ligamento tibioperoneo posterior (Figura 3) (LTP):** Más grueso y ancho, se extiende, una gran longitud, en dirección oblicua, hacia abajo y al maléolo interno. Como en el ligamento tibioperoneo anterior, bisela la parte posterior de la misma arista en los movimientos de extensión del tobillo.

Tibia y peroné, anteriormente vistos, van unidos gracias a una membrana situada entre ambos elementos. **Figura 4 (LITO)**. Se extiende entre los bordes interóseos de los dos huesos y las fibras que la componen llevan una dirección hacia abajo y lateral, desde la tibia al peroné. La membrana llega a la parte inferior de la articulación proximal y se confunde con el borde superior del ligamento interóseo de la articulación distal. Esta membrana tiene como funcionalidad principal dotar de estabilidad a la sindesmosis, pero, además se encarga de transferir cargas axiales de la tibia al peroné durante los periodos de carga.

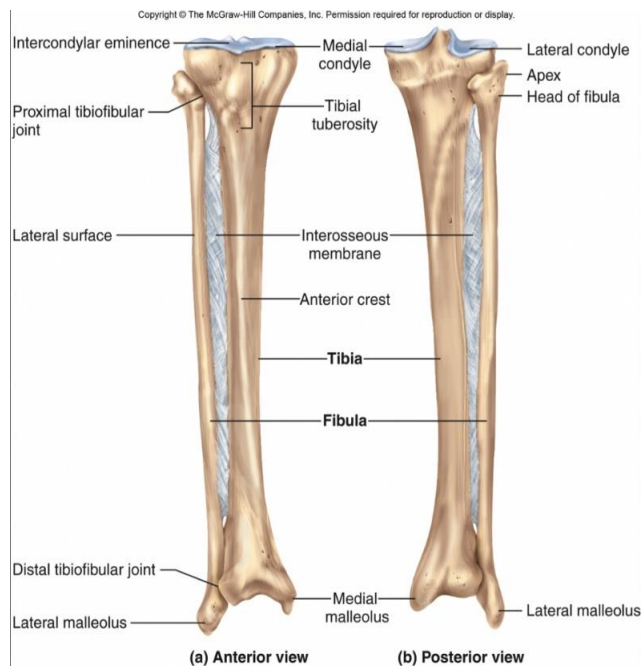


Fig. 4. Vista de los ligamento Intraóseo (LITO).

La articulación tibioperonea cuenta con una gran estabilidad, pero tiene un ligero movimiento durante la ambulación. **Beumer et al. (2004)** observó que, si se le aplica una fuerza de rotación externa de 7,5 N, simulando de esta manera la carga que se genera cuando el individuo se encuentra caminando, la tibia rota entre 2° - 5° y posteriormente se traslada entre 1 – 3 mm. El ligamento tibioperoneo anterior (LTA) impide la rotación peronea externa y el ligamento tibioperoneo posterior (LTP) lo que impide es la traslación posterior. La membrana intraósea, como ya se ha mencionado anteriormente, dota de estabilidad a la articulación y, además, proporciona resistencia a las traslaciones laterales de la tibia.

1.2.2 MECANISMOS DE PRODUCCIÓN DE LA LESIÓN:

Habitualmente, este tipo de lesiones en la sindesmosis son producidas por fracturas suprasindesmales del peroné, pero se tienen muy poco en cuenta cuando se produce una entorsis del tobillo. En este trabajo se va a centrar en el estudio de las lesiones sindesmóticas aisladas, es decir, un tipo de lesión de la articulación en la que no hay fracturas óseas y solo se ven afectados los ligamentos que la componen.

Según un artículo publicado por **Quinghua y Zhang et al. (2013)** los esguinces de tobillo son una de las lesiones más comunes en la que, generalmente, se ven involucrados los ligamentos laterales externos y el ligamento deltoideo. No siempre es así, ya que en torno a un 1-11% de estos esguinces son en realidad lesiones en la sindesmosis tibioperonea. Se ha visto que este

tipo de lesión aumenta en un número significativo de personas que practican actividades deportivas, especialmente, en deportes que conllevan un gran impacto como puede ser el fútbol o el fútbol. Las últimas estadísticas muestran que entre un 17% y 74% de las lesiones de tobillo son en realidad afecciones en la articulación tibioperonea inferior. Un estudio realizado por **Boytim et al. (1991)** refleja que esta es una lesión totalmente infradiagnosticada y que cuanto más se profundiza en el estudio de este tipo de lesión se encuentran un mayor número.

El mecanismo principal para que aparezca este tipo de lesión en la parte inferior de la articulación tibioperonea será a través de un momento de rotación externa del tobillo con el pie en posición de dorsiflexión y pronación. Esto lo que ocasiona es que el astrágalo ensancha la mortaja en la que se encuentra, poniendo, de este modo, a la sindesmosis en una posición de estrés. Dicho estrés sería aumentado por la rotación externa del pie.

Entre los propios especialistas existe un gran debate sobre los diferentes mecanismos de producción de esta lesión y por ello hay una gran variedad de estudios sobre el tema. **Graham y Van den Bekerom et. al (2013)** expusieron en un artículo que Hopkinson realizó un estudio a diferentes pacientes que tenían afectada esta articulación y encontró que tres de ellos habían sufrido una dorsiflexión y otros tres habían sufrido un esguince de inversión forzada severo.

Esta lesión también puede aparecer por una combinación de inversión forzada y rotación externa. En esta combinación de movimientos el pie se va hacia adentro, y tratando de corregir esto se va al movimiento opuesto. En muchas ocasiones la rotura del ligamento lateral viene asociada con una lesión sindesmótica, esto lo que sugiere es que el mecanismo combinado es más común de lo que se pensaba. El mecanismo de rotación externa está asociado a grados elevados de lesiones sindesmóticas y el de inversión tiende a dañar en mayor medida el ligamento tibioperoneo anterior junto con los ligamentos laterales.

Aunque estas lesiones sean frecuentes en deportes de alto impacto, en general, es un tipo de afección con poca incidencia en comparación a otros tipos de esguinces en el tobillo. Esto puede ser debido a la gran fuerza de los ligamentos o al hecho de que la rotación, abducción y/o mecanismo externo/dorsiflexión que se requiere para dañar la sindesmosis ocurren con mucha menos frecuencia que el mecanismo de inversión asociado a los esguinces de tobillo comunes.

Este tipo de lesiones son muy costosas de recuperar en comparación con otros tipos de esguinces. Se estima que estas lesiones tienen un coste de recuperación de hasta 4 veces más de tiempo que para un esguince lateral típico, además, al ser una afección que, generalmente, se produce por una combinación de movimientos el paciente solo recuerda el movimiento “típico de esguince” y esto provoca una omisión de la lesión asociada, provocando de este modo un diagnóstico tardío que puede llegar a un desarrollo de inestabilidad crónica en el tobillo.

En este trabajo se va a centrar el estudio en las lesiones sindesmóticas aisladas, las cuales y según **Kelikian y Kelikian et al. (1985)** se pueden clasificar en tres tipos diferentes:

- **Diástasis tibioperonea anterior (Figura 5):** Esta lesión se produce como resultado de una rotación externa del astrágalo. La ruptura de la sindesmosis se produce de adelante a atrás y puede llevar asociadas otro tipo de lesiones como, por ejemplo, una rotura parcial o total del ligamento deltoideo. El ligamento tibioperoneo posterior, el cual no se ve afectado en este tipo de lesiones, puede actuar como una bisagra dando como resultado a una lesión llamada “libro abierto”. Y la cual es una de las que se produce con una mayor frecuencia cuando no hay fractura ósea.



Fig. 5. Diástasis Tibioperónea anterior.

- **Diástasis tibioperonea completa (Figura 6):** Se produce una rotura de todos los ligamentos que componen la sindesmosis. Esto se da como resultado de una rotación externa o abducción. Está generalmente asociada con una fractura del maléolo medial o una ruptura del ligamento deltoideo.



Fig. 6. Diástasis Tibioperónea completa.

- **Diástasis intercalar (Figura 7):** Se define de este modo cuando se produce una ruptura de la membrana intraósea combinado con una fractura metafisaria del peroné y una fractura fisaria de la tibia. En este tipo de diástasis los ligamentos sindesmóticos permanecen intactos. Generalmente, se da en niños.



Fig. 7. Diástasis Intercalar.

Según un artículo publicado por **Paul J. Swita et al. (2015)** la exploración de la lesión se puede realizar a través de diferentes tipos de exámenes físicos. Generalmente, los afectados de este tipo de dolencias acuden a la consulta con un dolor persistente en la zona de la sindesmosis, siempre acompañado de una sensación de inestabilidad y una pérdida de la movilidad en la articulación del tobillo.

Para el diagnostico de esta lesión existen diferentes técnicas, las cuales se usan para evaluar las lesiones que se producen en la parte inferior de la pierna. Existen diferentes pruebas de estrés con la que se podrá evaluar al paciente en un primer instante y, posteriormente, se procederá a técnicas de imagen para ver con más detalle que tiene afectado internamente el afectado. En el **Anexo** se tiene una explicación más detallada de estas técnicas

1.2.3 CIRUGÍAS PARA LA REPARACIÓN:

La cirugía tiene como fin el de estabilizar la articulación y eliminar la inestabilidad generada por la lesión. Por lo tanto, las técnicas quirúrgicas solo se emplearán en aquellas lesiones que presenten cualquier signo de inestabilidad, a través de las técnicas de imagen vistas anteriormente.

Hay ocasiones en las que la lesión no se visualiza con facilidad y se convierten en esguinces crónicos con dolor continuo e inestabilidad funcional, en estos casos, lo que se realiza es una artroscopia para evaluar la existencia o no de la lesión en la sindesmosis tibioperonea.

Una vez que se han visto las diferentes formas de evaluar y observar la lesión se tendrán que ver las distintas formas de fijación de la lesión que se están llevando a cabo en la actualidad. Existen diferentes técnicas para la fijación sindesmótica pero la más común es la utilización de tornillos. En estos últimos años se han venido llevando a cabo otras técnicas de fijación, como pueden ser los tornillos bioabsorbible o las fijaciones dinámicas que son las que utilizan botones de sutura (**Arthrex's TightRope**).

A continuación, se van a explicar los dos elementos de fijación más empleados en las cirugías para la reducción de la lesión de la articulación sindesmótica:

- **Fijación a través de tornillos:**

Para la colocación de los tornillos se deben tener varios factores en cuenta como, por ejemplo, la composición, tamaño o el número de cortinales que tendrá que atravesar el tornillo. Todos estos parámetros van a ser importantes para que la cirugía sea un éxito. Los fallos más habituales en los tornillos son debidos fuerzas axiales, de flexión o ambas a la vez. Se han evaluado estos parámetros en varios estudios biomecánicos y no se vieron diferencias en las fuerzas de fijación.

En el diseño de los tornillos se deben tener en cuenta el diámetro exterior, interior, el paso de la rosca, radio de la punta, radio del borde posterior y ángulo de hélice. Según un artículo publicado por **Serhan et al. (2015)**, todos los parámetros anteriores afectan a las características biomecánicas. **Figura 8.**

Complicaciones habituales asociadas al material empleado en el tornillo son la sinostosis tibioperonea, que se trata de una malformación de la extremidad, caracterizada por una fusión de la metáfisis y diáfisis de la tibia y del peroné.

La osteólisis también puede aparecer alrededor de la fijación, esta enfermedad ocasionada por el material empleado en el elemento de fijación, y afecta a las células óseas ocasionando de este modo que los huesos se debiliten.

Para evitar que haya cualquier reacción biológica con el tejido orgánico se emplean tornillos bioabsorbibles los cuales tienen por objetivo estabilizar la articulación sindesmal hasta que cure.



Fig. 8. Tornillos empleados para las cirugías.

El problema de estos elementos es que se degradan con mayor facilidad que los tradicionales de titanio o acero y pueden fallar tras ser implantados. La degradación del tornillo se produce por el efecto de la hidrólisis.

La colocación de los tornillos en lesiones aisladas en la sindesmosis tibioperonea se produce gracias a una placa guía la cual se acopla en la cara externa posterior del peroné, como se puede ver en la **figura 9** y sobre la que se colocan los tornillos sindesmales. Estos tornillos tienen una gran probabilidad de romperse debido a las grandes tensiones que se generan en esa zona.



Fig 9. Placas empleadas para la colocación de tornillos.

- **Fijación a través de botón de sutura (Arthrex's TightTope):**

Este método se encarga de eliminar la diástasis tibioperonea que se produce con la rotura de los ligamentos de la sindesmosis y a su vez permite algo de movimiento en la articulación tibioperonea distal. Se puede emplear tanto para trastornos con o sin fractura asociada del tobillo. **Figura 10.**

En el caso de los tornillos la fuerza va aumentando con el paso del tiempo hasta llegar al fallo, pero en el caso del botón de sutura la fuerza se mantiene mucho más constante. Se produce el fallo a través del mismo, mientras en el caso del tornillo es debido a la disminución del grosor del cortical.



Fig. 10. Arthrex's TIGHTROPE.

1.3. OBJETIVO.

Este trabajo tiene como objetivo principal desarrollar un modelo computacional de la articulación tibioperonea inferior, así como de la lesión y sus posibles tratamientos. Esta simulación se realizará a través del método de elementos finitos, en el que en cada una de las partes se introducirá una malla, tanto interior como superficial para obtener diferentes resultados que permitan ver el comportamiento la articulación ante una lesión de la misma.

El número de elementos y las características de cada elemento vendrán comentados más en profundidad en apartados siguientes de esta memoria.

Por lo tanto, para conseguir el objetivo principal de ver como se comporta la articulación ante una lesión se han definido unos objetivos secundarios:

- Simular, en un primer momento, el movimiento de una articulación tibio-perónea sana.
- Simular un caso en el que se produce una lesión de dicha articulación, eliminando ligamentos de la articulación colocados anteriormente.
- Establecimiento del mejor método para fijación de la sindesmosis tibio-peronea: Fijación a través de colocación de tornillos o a través del Tightrope, analizando deformaciones y tensiones en los distintos componentes

1.4. DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO.

Las partes en que va a estar dividido este trabajo van a ser las siguientes:

- Capítulo 1 → Introducción del concepto biomecánica, así como se muestran los diferentes objetivos del trabajo y su descripción. Explicación del funcionamiento y partes de la articulación en estudio. En este apartado se explicará los mecanismos de producción de la lesión, los métodos de diagnóstico, las cirugías empleadas y los tipos de lesión a simular.
- Capítulo 2 → Explicación del procedimiento seguido para la realización del modelado mediante los diferentes programas, las características que se han tenido en cuenta y los diferentes movimientos estudiados.
- Capítulo 3 → Muestra de los resultados obtenidos a partir del modelo realizado y enumeración de las principales conclusiones a las que se han llegado y exposición de futuras mejoras del presente trabajo.

2. MATERIAL Y MÉTODOS:

2.1 GEOMETRÍA Y MODELO DE ELEMENTOS FINITOS:

Una vez descritas tanto el funcionamiento y las partes que componen la sindesmosis tibioperonea como los objetivos que se van a seguir para ver el comportamiento de la articulación ante una lesión, se comenzará por comentar las características de las partes y como serán los elementos que compondrán la malla para obtener las tensiones y las deformaciones para poder comparar los resultados. Para el análisis que se ha realizado, se necesitó de la obtención de un modelo 3D de la parte afectada de dicho estudio. Se obtuvieron los tres principales huesos que forman la articulación tibioperonea inferior, es decir, la geometría 3D de la tibia, peroné y astrágalo. Para esto y en colaboración con el área de traumatología del Hospital Clínico Lozano Blesa se consiguió un TAC completo de un paciente con la articulación tibioperonea en perfecto estado, **figura 11**.



Fig. 11. Imagen de TAC de la articulación.

A partir del **TAC** mostrado anteriormente y gracias al software **MIMICS (Materialise N.V, Lovaina, Bélgica)** se consiguió aislar los tres huesos anteriormente mencionados del resto del cuerpo, **Figura 12**. El procedimiento de obtención del modelo en tres dimensiones se encuentra detallado en el **Anexo**. Como dato adicional se exponen las dimensiones que tiene el modelo.

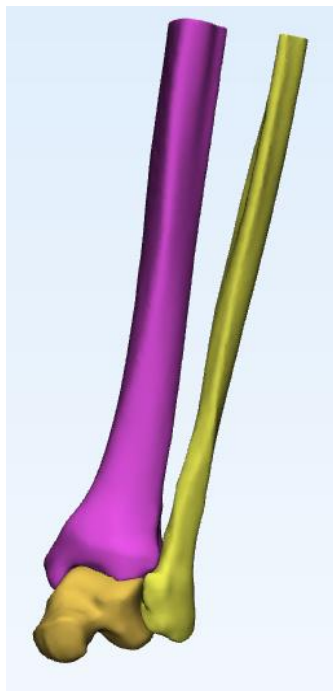


Fig. 12. Huesos que componen la articulación tibioperonea.

- **TIBIA:** Cuenta con una **longitud** de unos **250 mm**, una **anchura** máxima en el maléolo medial de **51 mm** y un **diámetro** en el corte más próximo a la rodilla de **23,41 mm**.
- **PERONÉ:** Cuenta con una **longitud** de unos **271 mm**, una **anchura** máxima en el maléolo de **24 mm** y un **diámetro** en el corte más próximo a la rodilla de unos **11,09 mm**.
- **ASTRÁGALO:** Es un elemento muy irregular y de una forma compleja por lo que las dimensiones más importantes serán la altura, longitud y la anchura, para así tener una referencia aproximada del hueso. Tiene una **longitud** de unos **57 mm**, una **anchura** de **34 mm** y una **altura** de aproximadamente unos **33 mm**.

Los huesos tuvieron que ser rellenados con nuevas capas ya que, como se verá a continuación, las partes no conseguían mallarse en el volumen interior. Por este motivo, los tres huesos tuvieron que rellenarse de forma manual. Una vez que se obtuvieron las tres partes de forma correcta, se aprovechó la disponibilidad de una impresora 3D y se realizó su impresión. Para llevar a cabo esto, hubo que hacer un modelo que fuese un poco más corto de lo que era el anteriormente creado, por lo tanto, hubo que realizar otro modelo específico para la impresión, **figura 13**. El nuevo modelo debía tener una altura de, como mucho, 20 mm que es la altura máxima de impresión con la que cuenta la impresora 3D. Cuando se generó el nuevo modelo este se exportó a un archivo de extensión STL y se introdujo en el programa con el que cuenta la impresora. De este modo se tiene la oportunidad de poder ver y tocar el modelo que se ha generado, llegando a conocer más a fondo la articulación y su problemática.



Fig. 13. Modelo realizado en impresión 3D.

Una vez obtenida la geometría de los componentes óseos se procedió a elaborar el mallado de elementos finitos para la obtención de los resultados de la simulación. Para la realización del mallado de las partes del modelo se utilizó el programa **3-MATIC (Materialise N.V, Lovaina, Bélgica)**. En él se generaron mallas de diferentes tamaños de elementos para realizar un análisis de sensibilidad y ver los diferentes tamaños de elementos era el más adecuado desde el punto de vista geométrico y computacional. Los tamaños elegidos para las diferentes mallas fueron de 2 mm, 2.2 mm, 2.5mm, 2.8 mm y por último de 3 mm. El tamaño de elemento necesariamente tiene que ser el mismo en los tres huesos, para así facilitar la convergencia del modelo, durante las simulaciones.

Realizado ya el análisis de sensibilidad y a la vista de sus resultados se decidió emplear un tamaño de elemento de 3 mm para los tres huesos, tanto en la superficie como en el interior de ellos.

Para que se puedan apreciar mejor los elementos y su distribución, a continuación, se muestran unas imágenes de los tres huesos con su mallado tanto exterior como interior,

como se puede ver en la **tabla 2**. El tamaño de elemento no es igual en toda la superficie y volumen, ya que varía según un intervalo de valores. **(Ver Anexo)**

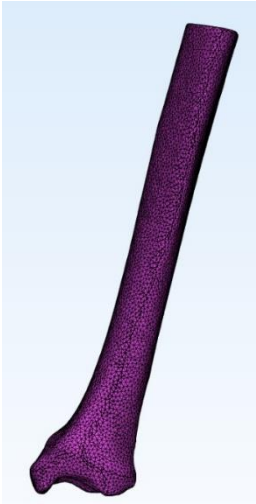
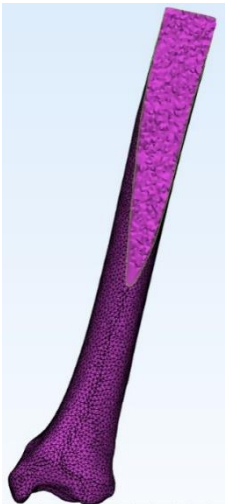
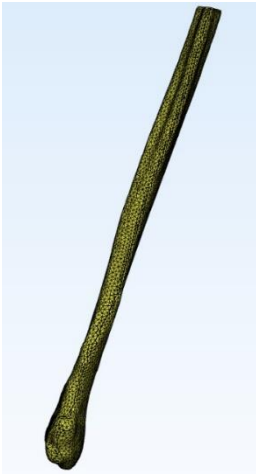
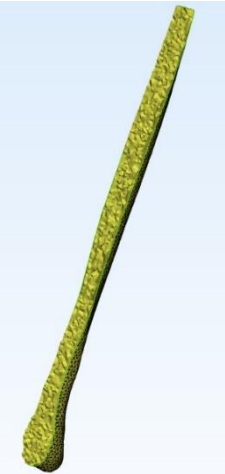
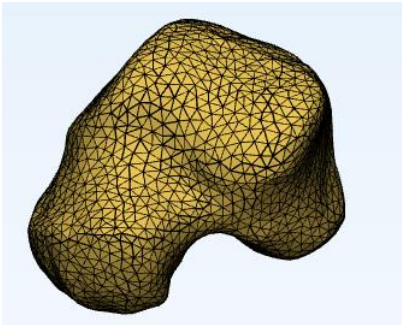
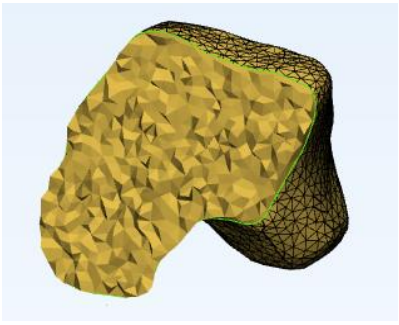
TIBIA	
Elementos superficie	Elementos interiores
	
PERONÉ	
Elementos superficie	Elementos interiores
	
ASTRÁGALO	
Elementos superficie	Elementos interiores
	

Tabla 1. Detalle de la malla de elementos finitos tanto en el exterior como en el interior.

Una vez obtenido el modelo 3D y el mallado de los componentes óseos, se procedió a la exportación del modelo a ABAQUS donde se le introducirán los elementos que faltan para simular la articulación de la forma más aproximada posible.

2.2. PROPIEDADES DEL MATERIAL:

Para realizar la simulación de la lesión, primeramente, se deberá realizar el modelo en el software **ABAQUS (Dassault Systemes Simulia Corp., Francia)**. Este modelo deberá contener todos los componentes necesarios para poder tener una articulación lo más semejante posible a como sería el comportamiento en una sindesmosis tibioperonea real y recoger unos resultados fiables de cara a un empleo posterior de los mismos.

Una de las partes fundamentales de una obtención de resultados coherentes son las propiedades de los materiales usados. Por este motivo, se realizó una búsqueda de información de las propiedades mecánicas que tienen los huesos implicados en esta articulación.

En este trabajo se ha considerado que el hueso se compone de dos partes bien diferenciadas: hueso cortical y esponjoso

- **Hueso esponjoso:** Se denomina de este modo al tejido óseo y poroso que se sitúa por debajo del cortical de los huesos compactos.
- **Hueso cortical:** Este tipo de tejido óseo se encuentra en las diáfisis, de los huesos largos de nuestro cuerpo, es decir, en su zona central y en la parte externa de todos los huesos del cuerpo.

Las propiedades óseas principales son la isotropía transversal y la ortotropía. Con la isotropía transversal decimos que tiene las mismas características elásticas en dos direcciones perpendiculares en el espacio, pero las tiene diferentes en la tercera y la ortotropía nos indica que podemos encontrar dos o tres ejes ortogonales entre sí, y de este modo las propiedades mecánicas serán diferentes en las direcciones de cada eje. Por lo tanto, el hueso es un material anisótropo, es decir, las propiedades variarán en función de la dirección en que se midan.

Desde el punto de vista ingenieril trabajar con materiales de este tipo es una tarea compleja y realmente nada fácil. Por este motivo se ha realizado una simplificación del problema para llegar a unos resultados fiables con una menor complejidad.

Diversos estudios han determinado que el hueso, cortical, se puede considerar como un material lineal, isótropo, homogéneo. Esto fue expuesto y comprobado por **Mierendorff y Mathias et al. (1998)**. En el trabajo que nos atañe, y como una aproximación, se han tomado unos valores similares y unas condiciones de isotropía y homogeneidad muy próximas a las que llegaron en su estudio. Asumiendo que el hueso compacto es homogéneo e isótropo.

Otros dos materiales que se necesitarán en el modelo van a ser tanto el titanio como el UHMPE que se trata de un polietileno de alta densidad muy empleado en operaciones quirúrgicas debido a sus buenas propiedades. Este último material empleado para la fijación Tightrope se trata, según la información extraída de la página web **cpmedical**, de un material de polietileno

trenzado de un peso molecular muy elevado y que en su núcleo contiene poliéster para mejorar la seguridad del nudo que se realiza cuando se coloca la fijación.

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG(MPA)	COEFICIENTE DE POISSON
TEJIDO ÓSEO CORTICAL	18.000	0,3
TEJIDO ÓSEO ESPONJOSO	1.000	0,3
TITANIO	107.000	0,34
UHMWPE	928,5	0,35

Tabla 2. Propiedades de los distintos materiales.

Una vez que tenemos descritos todos los materiales que van a formar parte del modelo pasaremos a lo que es la introducción de todos los elementos con los que simularemos la articulación. Es decir, los ligamentos. Estos los simularemos con elementos “springs” o muelles con una determinada constante de rigidez, como se detalla en el anexo. Para el trabajo se ha realizado una búsqueda de los datos que podrían usarse para introducir las diferentes rigideces de los distintos ligamentos, como puede verse en la **tabla 4**. Los datos recogidos en la siguiente tabla están extraídos del estudio que realizaron **Liacouras y Wayne et al. (2007)**.

Ligamentos	Rigidez (N/mm)
Ligamento Tibioperoneo Anterior (LTA)	90
Ligamento Tibioperoneo Posterior (LTP)	90
Ligamento Interóseo (LITO)	134
Ligamento Peroneo-Astragalino Anterior (LPAA)	90
Ligamento Peroneo-Astragalino Posterior (LPAP)	70
Ligamento Tibio-Astragalino Anterior (LTAA)	70
Ligamento Tibio-Astragalino Posterior (LTAP)	80

Tabla 3. Rigideces de los diferentes ligamentos que componen la articulación.

Como se dijo en apartados anteriores el modelo de elementos finitos presenta los tres huesos que componen la articulación tibioperonea y cada parte está compuesta de los siguientes nodos y elementos que aparecen en la **tabla 5**.

PARTE	NODOS	ELEMENTOS
ASTRÁGALO	9.234	56.029
PERONÉ	11.737	69.072
TIBIA	37.601	230.319

Tabla 4. Número de elementos y nodos de las distintas partes del modelo.

2.3. CARGAS Y CONDICIONES DE APOYO:

Una vez que se han comentado y estudiado los materiales que componen el modelo que se va a realizar, tendremos que distinguir las distintas cargas y condiciones de contorno y apoyo que se tendrán que introducir al modelo para tener una simulación lo más próxima al comportamiento real de la articulación tibioperonea.

El modelo pivota sobre el astrágalo, es decir, se encuentra fijo gracias a la condición de contorno de **apoyo** y el resto de componentes se mueven en torno a él. Esta condición de contorno se ha introducido añadiendo un conjunto de nodos en la parte inferior del astrágalo en las que se restringe el movimiento en las direcciones: "X", "Y" y "Z". Como se observa en la **tabla 6**. Se ha optado por restringir el movimiento a tres nodos los cuales van a hacer de base para el modelo, la explicación de la elección de los nodos se detalla más en detalle en el apartado de **anexo**. Esta condición se ha introducido en el "step" inicial del modelo ya que queremos que se propague a través de los diferentes "steps" que completarán la simulación. En este step inicial también van ir, por la misma razón que la condición de apoyo, los tres contactos que se han generado entre las distintas superficies que se han creado.

Para la simulación se han tenido en cuenta una serie de cargas, las cuales, se aproximan al comportamiento fisiológico que tiene la articulación cuando la persona se encuentra caminando. Para el valor de estas cargas se ha tomado como referencia el estudio realizado por **Mehmet y Verim et al. (2015)** y se han introducido dos cargas, una carga de compresión en dirección "Z" con un valor de **2.358 N** y una carga tangencial en dirección "Y" con un valor de **240 N**. Para la introducción de las mismas se han generado dos conjuntos de nodos, **NODOS_CARGA_NORMAL** y **NODOS_CARGA_TANGENCIAL**, como se explica en **Anexos**.

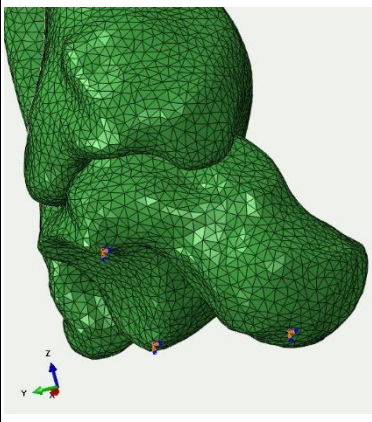
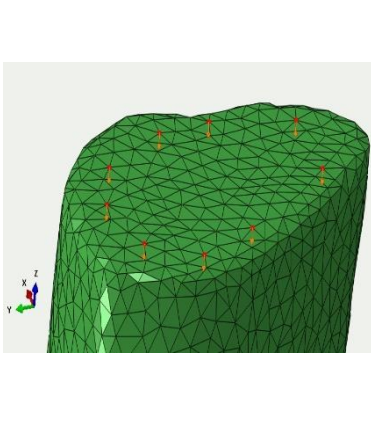
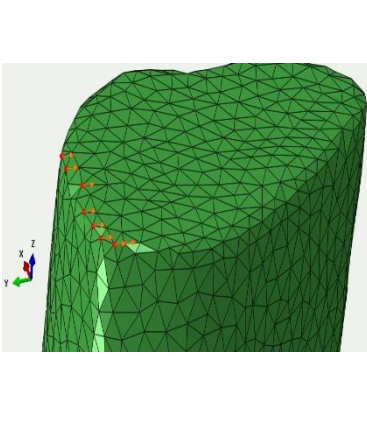
NODOS APOYO	NODOS CARGA NORMAL	NODOS CARGA TANGENCIAL
		

Tabla 5. Condiciones de carga y contorno.

Un problema frecuente en estos tipos de análisis realizados con ABAQUS es la separación que existe entre las distintas partes del modelo. Una vez que se introdujeron las cargas, se hizo un primer intento de cálculo lanzando el archivo “inp” que se genera exportando el modelo ABAQUS de extensión CAE a la extensión anteriormente mencionada. Este archivo se subió a clúster de cálculo(M2BE) que tienen la Universidad de Zaragoza. El resultado de este intento no fue satisfactorio y se decidió introducir una condición de contorno más, es decir, añadir un desplazamiento en dirección “Z” y hacia abajo para intentar conseguir que entre las partes del modelo hubiese un contacto inicial y hacer que el cálculo fuese convergente, para de este modo, obtener los primeros resultados.

Para introducir esta nueva condición se tuvo que generar un nuevo step, **DESPLAZAMIENTO**, en él se encuentran propagadas tanto la condición de contorno de apoyo anteriormente generada como los contactos entre las distintas superficies.

En primer lugar, se probó a introducir desplazamientos en los nodos superiores de la tibia, pero los resultados que se obtuvieron no fueron lo suficientemente buenos, ya que el desplazamiento no se propagaba hasta la parte inferior de la tibia.

Por este motivo, se decidió introducir un desplazamiento de 1.5 mm en cada nodo que componen la superficie de la tibia, así se consiguió un movimiento uniforme a lo largo de toda la parte haciendo que el modelo llegase a la convergencia deseada. En la **figura 14**, se puede ver como queda la generación de un desplazamiento de los milímetros anteriormente nombrados en el modelo.



Fig. 14. Nodos desplazamiento.

2.4. SIMULACIÓN DE LA LESIÓN Y TRATAMIENTOS:

ARTICULACIÓN TIBIOPEROEENA SANA:

A continuación, se muestra como es el modelo que se ha conseguido con el programa ABAQUS de una articulación en perfecto estado. Como se puede apreciar en la siguiente **figura 15**, el ligamento interóseo se ha realizado simulándolo con 3 muelles o “spring” y dividiendo la rigidez entre el número de muelles. La generación de este modelo se explica con un mayor detalle en el apartado de anexos.

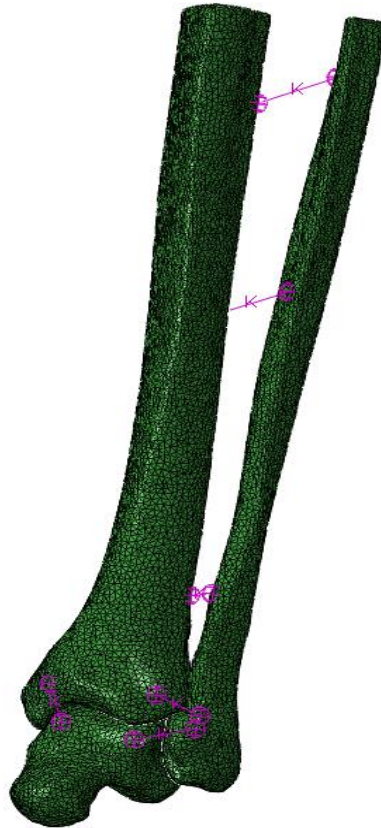


Fig. 15. Articulación sana.

ARTICULACIÓN TIBIOPEROEENA LESIONADA:

Como se ha comentado en los apartados anteriores la estabilidad de la sindesmosis tibioperonea la proporcionan tres elementos fundamentalmente, los ligamentos tibioperoneo anterior y posterior (LTPA y LTPP) y la membrana interósea. Según un estudio realizado por los doctores **Ferrer Santacreu y Rodriguez-Merchán et al. (2006)** el ligamento más propenso a lesionarse es el ligamento tibioperoneo anterior (LTPA). Este ligamento se encarga de otorgar el 35 % de la estabilidad a la articulación, por el contrario, el ligamento tibioperoneo posterior (LTPP) proporciona un 60 % de estabilidad y en raras ocasiones se produce una lesión. El resto de la estabilidad la otorga la membrana interósea.

Por lo tanto, el modelo de la articulación lesionada se ha hecho eliminando los dos elementos que se lesionan más a menudo, es decir, el ligamento tibioperoneo anterior (LTPA) y la

membrana interósea. De este último elemento eliminaremos el muelle o “spring” que se encuentra más próximo al maléolo del peroné. Así de esta forma se simulará la situación de una lesión de diástasis tibioperonea anterior o “libro abierto” que se explicó en uno de los apartados anteriores. La zona donde se han eliminado los elementos aparece recuadrada en la **figura 16**.

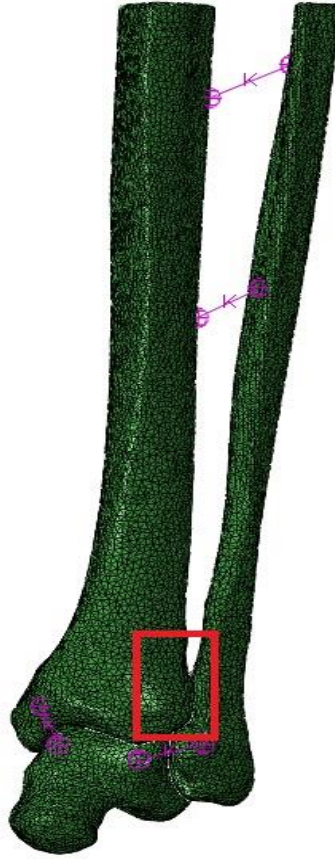


Fig. 16. Articulación Lesionada.

Una vez que se han realizado los dos modelos anteriores tendremos que pararnos a pensar en cómo van a ser las fijaciones que van a ser objeto de estudio en este trabajo. Como se ha comentado en apartados anteriores las dos formas de reducir este tipo de lesiones son: la fijación a través de tornillos de acero inoxidable y la fijación dinámica a través del botón de sutura **Arthrex Tightrope**.

Antes de realizar los modelos con las fijaciones se estudió cómo debían de ser los tornillos con los que se iba a realizar, para ello se recurrió a un estudio realizado por **Beumer et al. (2004)** donde se vio las posibles diferencias de emplear unos tornillos u otros. En el estudio visto se hacía una comparación entre tornillos de 3,5 mm y 4,5 mm de diámetro. No encontraron diferencias biomecánicas entre el uso de un tornillo de 4,5 mm tricortical y otro de 3,5 mm tricortical. Sin embargo, se encontraron ligeras diferencias entre el tornillo cuatricortical de 4,5 mm y el cuatricortical de 3,5 mm, esta diferencia radicaba en que el tornillo de 4,5 mm tuvo un mejor comportamiento a las tensiones de cizalladura durante las cargas axiales en comparación con el de 3,5 mm.

Más adelante, **Needleman et al. (1989)** descubrió que la fijación con tornillos cuatricortical de 4,5 mm disminuían la rotación externa y podían provocar la fractura por fatiga del tobillo. El cuatricorticales de 3,5 mm disminuye la rigidez en la fijación y favorece el movimiento de la

articulación, pero este movimiento puede ocasionar que la fijación se afloje y perder la funcionalidad.

Cuando ya se hayan seleccionado el diámetro de los tornillos será necesario conocer la posición donde van a ir situado. Para tener información sobre la colocación se ha buscado en diferente literatura. Un estudio realizado por **McBryde y Chiasson et al (1997)** mostró que la colocación de un tornillo a 2 cm de la articulación tibioperonea presenta unos resultados mejores en cuanto a la diástasis o separación entre la tibia y el peroné pero, por el contrario, no presenta unas buenas características biomecánicas para que la articulación pueda tener un comportamiento similar al que tenía antes de la lesión.

Por eso, si el tornillo se sitúa a unos 3-4 cm de la cabeza del peroné el comportamiento biomecánico mejora en gran medida. Aunque, no hay ninguna evidencia clínica de resultados diferentes en las fijaciones transindesmóticas o suprasindesmales.

En este estudio también se dice que si el tornillo se coloca por encima de los 4.5 cm es posible que la fijación no funcione correctamente y tenga influencia negativa en el paciente. Esto puede ser debido a una menor estabilidad o porque se produce una pequeña flexión del peroné en la inserción, causando un ensanchamiento en la mortaja del astrágalo.

En este trabajo, también se reducirá la lesión con dos tornillos a diferentes distancias entre ellos, pero respetando siempre que el tornillo que se encuentra más arriba no sobrepase los 4 cm desde la cabeza del peroné hasta el lugar donde se encuentra el tornillo.

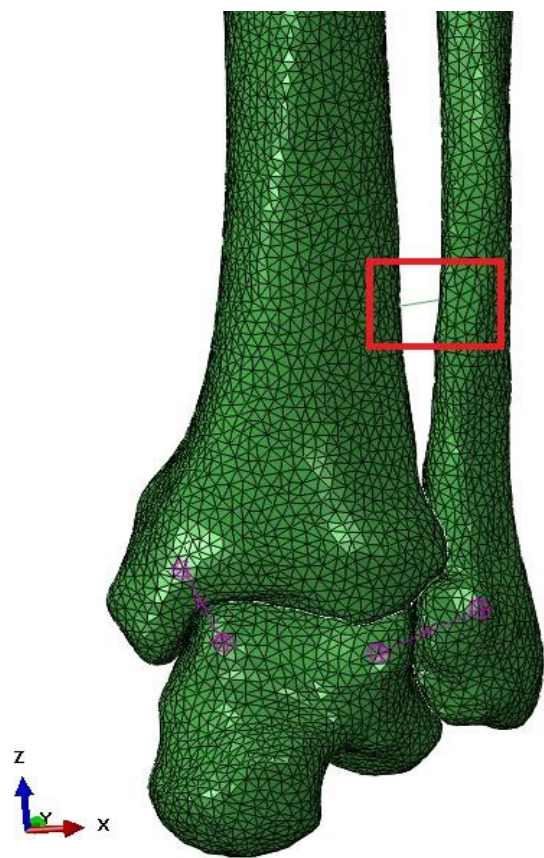
A continuación, se muestra todos los modelos que se han realizado de las fijaciones a través de los tornillos. Se han comprobado los resultados también con modelos donde hay dos tornillos para estabilizar la articulación.

	Distancia entre tornillos	Diámetros de tornillos
ARTICULACIÓN SANA	-	-
ARTICULACIÓN LESIONADA	-	-
FIJACIONES	Distancia entre tornillos	Radio de tornillos
1 TORNILLO TRICORTICAL	-	1.75 mm
2 TORNILLOS TRICORTICAL	10 mm	1.75 mm
2 TORNILLOS TRICORTICAL	15 mm	1.75 mm
2 TORNILLOS TRICORTICAL	18 mm	1.75 mm
1 TORNILLO CUATRICORTICAL	-	1.75 mm
1 TORNILLO CUATRICORTICAL	-	2 mm
1 TORNILLO CUATRICORTICAL	-	2.5 mm
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL	10 mm	1.75 mm
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL	15 mm	1.75 mm
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL	18 mm	1.75 mm

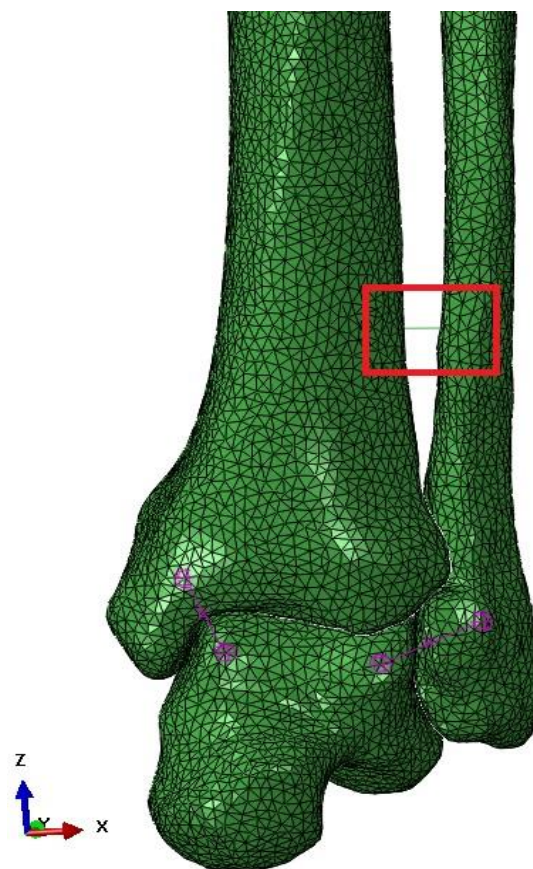
Tabla 5. Diferentes configuraciones de las fijaciones a través de tornillos.

Como se puede observar en la **tabla 5**, las distancias que se han dejado entre los dos tornillos están comprendidas entre los 10 mm, alrededor de 10 mm, y los 18 mm. Más adelante, se mostrarán los distintos resultados que se han obtenido de los diferentes modelos.

En las siguientes páginas se van a mostrar como quedaron los modelos una vez colocados los distintos tipos de tornillos en que se han visto en la **tabla 5** y también, en el capítulo siguiente, se mostrarán los resultados obtenidos.

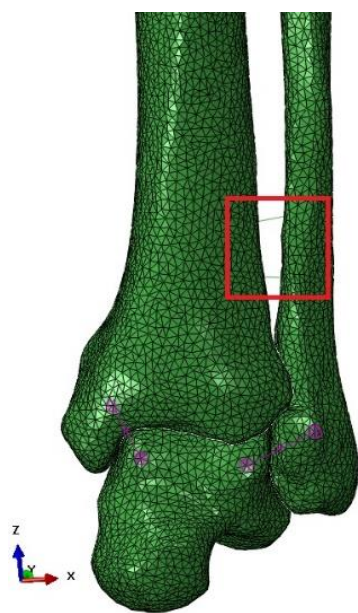


TORNILLO TRICORTICAL

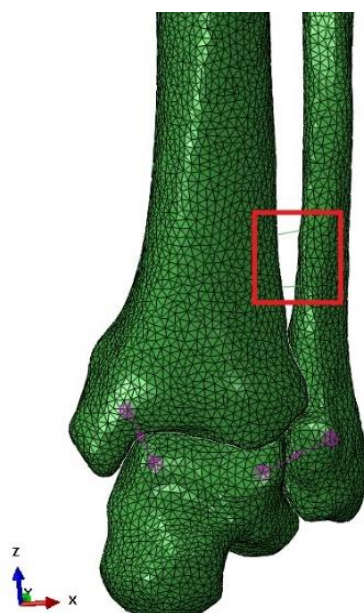


TORNILLO CUATRICORTICAL

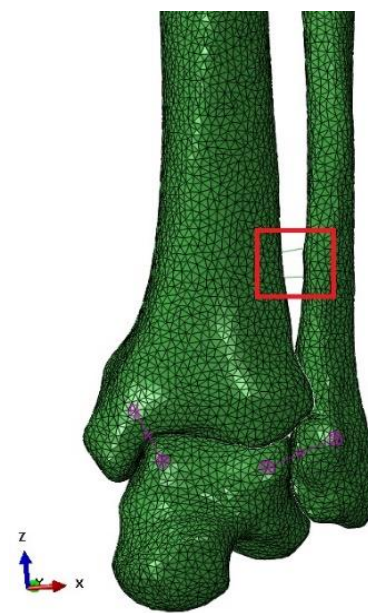
Fig. 17. Modelos de tornillo tricortical y cuatricortical.



2 TORNILLOS TRICORTICAL a 18 mm.

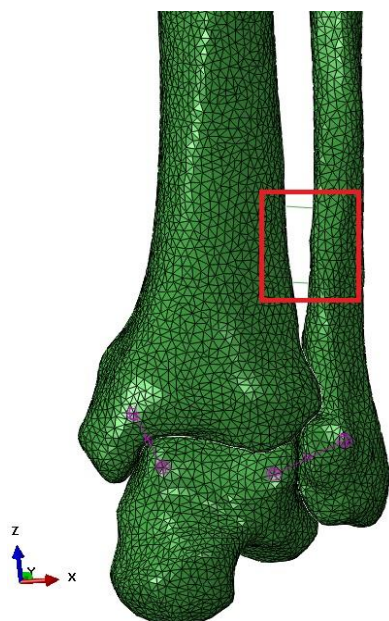


2 TORNILLOS TRICORTICAL 15 mm

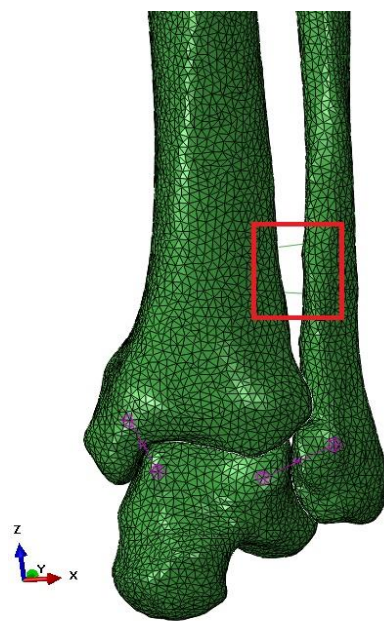


2 TORNILLOS TRICORTICAL 10 mm

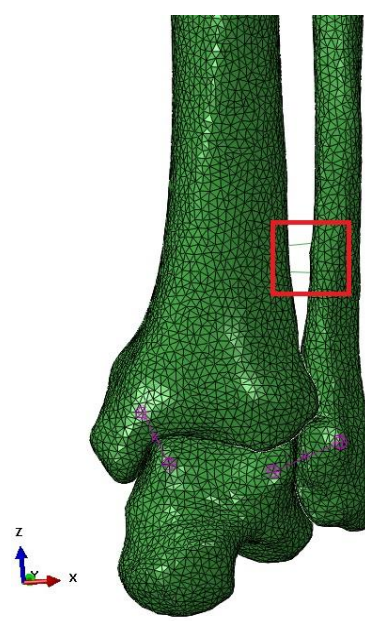
Fig. 18. Modelos con dos tornillos tricorticales.



2 TORNILLOS CUATRICORTICAL a 18 mm



2 TORNILLOS CUATRICORTICAL 15 mm



2 TORNILLOS CUATRICORTICAL 10 mm

Fig. 19. Modelos con dos tornillos cuatricorticales.

3. RESULTADOS:

Para obtener los resultados de las simulaciones se deberán lanzar los cálculos, a través de los distintos archivos “inp” que se obtienen, al clúster de cálculo que tiene la Universidad de Zaragoza, **M2BE**. Se comenzará obteniendo los resultados de las articulaciones sana y lesionada, para de este modo, ver las diferencias que existen entre ellas.

Se evaluarán los diferentes modelos gracias a los desplazamientos máximos y viendo los diferentes mapas de desplazamientos, siempre comparando todos ellos con la misma escala para poder realizar la comparación.

Modelo	Desplazamiento máximo en el peroné (mm)
SINDESMOSIS SANA	2.112 mm
SINDESMOSIS LESIONADA	2.3051 mm
1 TORNILLO TRICORTICAL	2.3050 mm
1 TORNILLO CUATRICORTICAL	2.6075 mm
2 TORNILLOS TRICORTICAL A 18 mm	2.110 mm
2 TORNILLOS TRICORTICAL A 15 mm	2.111 mm
2 TORNILLOS TRICORTICAL A 10 mm	2.3029 mm
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL A 18 mm	2.111 mm
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL A 15 mm	2.110 mm
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL A 10 mm	2.113 mm

Tabla 6. Desplazamientos máximos de los modelos de fijación con tornillos.

Como se puede apreciar en los resultados de la sindesmosis tibioperonea sana, **figura 20**, el modelo tiene un ligero desplazamiento, ya que como se ha dicho anteriormente, la sindesmosis es una articulación. El desplazamiento máximo se produce en la cabeza del peroné donde se ha registrado un desplazamiento en magnitud de **2.112 mm**, esto quiere decir que es el comportamiento normal de la articulación frente a las cargas introducidas. También se puede apreciar que en la parte del peroné medial el desplazamiento es menor debido a la existencia de la membrana interósea que de lo que se encarga es evitar que el peroné sufra una diástasis o desplazamiento con respecto a la tibia muy grande, y de esta forma, conseguir que la articulación tenga un funcionamiento correcto.

En la sindesmosis lesionada, en la que se le ha eliminado el ligamento tibioperoneo anterior (LTPA) y parte de la membrana interósea, se puede apreciar que el desplazamiento en la cabeza del peroné hay un desplazamiento mayor que en el modelo de la sindesmosis sana. También se observa que en el peroné medial hay un mayor desplazamiento que en el modelo sano.

Una vez que se han visto los resultados de los modelos de la sindesmosis sana y lesionada, se tendrán que ver los valores que se obtienen al introducir las fijaciones para restaurar los desplazamientos y comportamiento que tiene la sindesmosis sana. Se comenzará comentando las fijaciones realizadas a través de tornillos tricorticales. Los resultados obtenidos con el tornillo tricortical, se puede destacar que el desplazamiento en la cabeza del peroné ha aumentado con respecto al resultado obtenido en la sindesmosis lesionada, esto significa que la posición en la que está situado el tornillo no sea la idónea y aunque, si se aprecia que el tornillo en la zona medial del peroné evita mayor desplazamiento, en la zona de inferior del peroné el desplazamiento en magnitud es mayor, por lo tanto, no será la mejor opción para fijar la lesión.

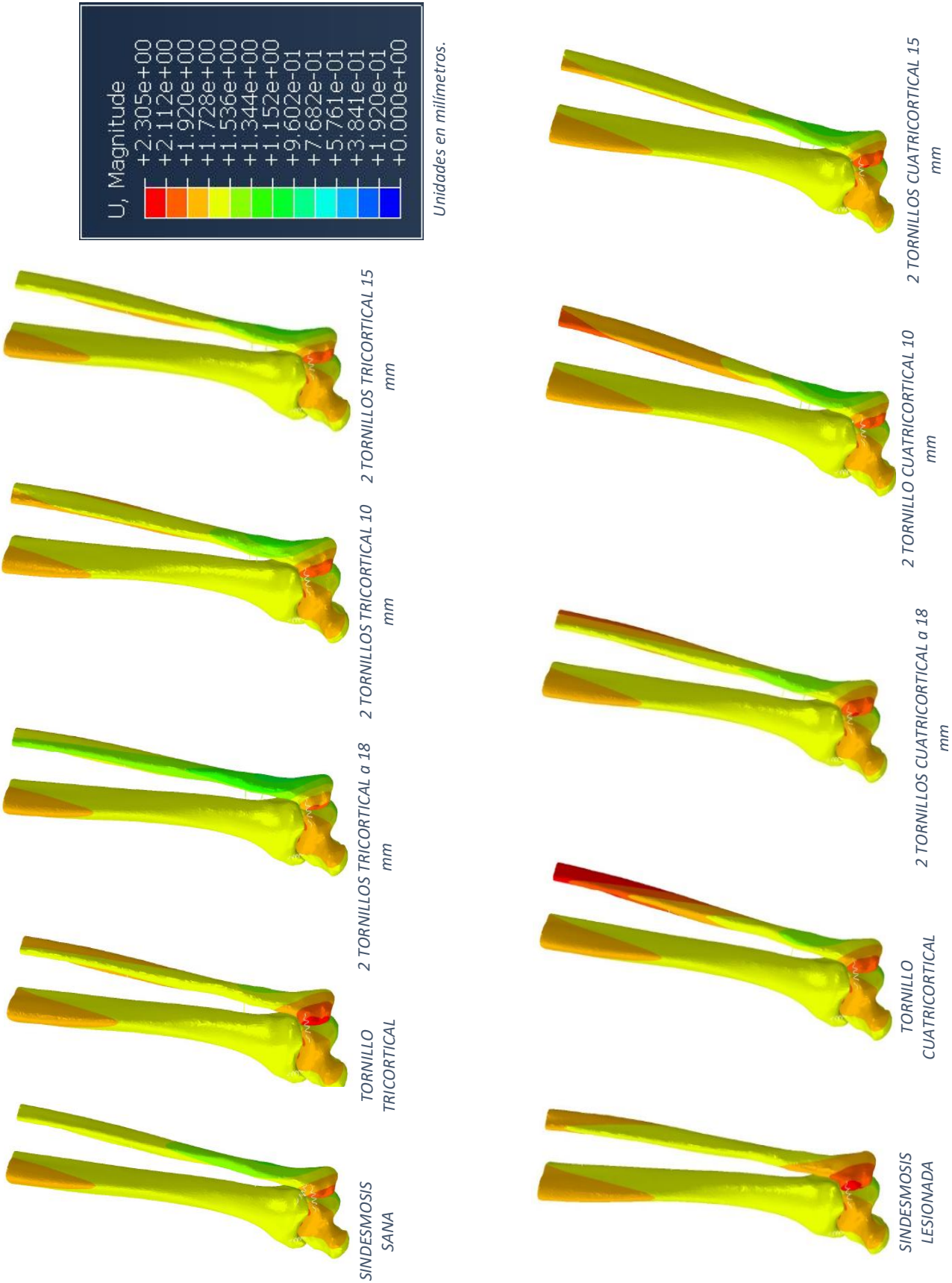


Fig. 20. Resultados desplazamientos de fijación con tornillos.

Se probó también, como se comenta en la memoria, fijar la lesión a través de la colocación de dos tornillos tanto tricorticales como cuatricorticales. Se puede apreciar los desplazamientos que sufre la articulación con la colocación de dos tornillos a **18 mm** de distancia entre ellos. El desplazamiento que se obtiene en la cabeza inferior del peroné es menor que la del modelo de la sindesmosis sana, ya que el área de desplazamiento de **2.11 mm** es menor. La zona del peroné también presenta un desplazamiento en magnitud menor que en la sindesmosis sana pero este modelo no se puede considerar unos resultados óptimos ya que esta colocación de tornillos restringe demasiado el movimiento de la articulación y no se comporta de forma similar a la articulación sana.

En la **figura 20**, se puede ver el comportamiento de la articulación de colocar 2 tornillos tricorticales separados **10 mm** y **15 mm**, respectivamente. En ambos se puede apreciar un comportamiento muy similar, reparan el desplazamiento en la cabeza del peroné, pero el que presenta un mejor comportamiento el modelo de **2 tornillos tricorticales** separado **15 mm** ya que en la parte superior del peroné tiene un desplazamiento inferior en el modelo de **2 tornillos** separados **10 mm**. Por lo tanto, se puede afirmar que el modelo más óptimo con los tornillos tricorticales es el de **2 tornillos** colocados a una distancia de **15 mm**.

Posteriormente a comprobar los resultados con **tornillos tricorticales** se pasó a observar los resultados con **tornillos cuatricorticales**. Se observa el comportamiento que tiene la articulación con la colocación de un tornillo cuatricortical. Si es cierto que tanto en la parte inferior como en parte medial del peroné hay una reparación del desplazamiento bastante buena, pero estos buenos resultados no se aprecian en la parte superior del peroné. Como se puede ver el hay una gran área cuyo desplazamiento en magnitud es de 2.60754 mm, es decir, un valor muy superior al de la sindesmosis sana. Esto puede provocar graves problemas biomecánicos si se colocara, ya que este movimiento lo que puede ejercer son unas tensiones y desplazamientos en la parte superior del peroné que no serían los adecuados y podrían provocar lesiones futuras.

Como con los tornillos tricorticales se probó la colocación de 2 tornillos cuatricorticales. En la **figura 20** se puede observar el modelo de **2 tornillo cuatricorticales** separados una distancia de **18 mm**. El desplazamiento que se obtiene en la cabeza del peroné se parece mucho al de la sindesmosis sana, pero sigue siendo mayor, ya que aparece una pequeña zona de desplazamiento de **2.305 mm**. En la parte medial se restituyen los valores con una precisión bastante buena pero la parte superior presenta un desplazamiento mucho mayor, del orden de **2.11 mm**, que la sindesmosis la cual tiene un desplazamiento en magnitud en la parte superior de **1.727 mm**.

En las **figuras 20**, se pueden ver los resultados obtenidos con los modelos de **2 tornillos cuatricorticales** separados **10 mm** y **15 mm**, respectivamente. En el modelo con la separación de **10 mm** entre tornillos se puede observar una restitución bastante buena de los valores de desplazamiento tanto en la parte inferior del peroné como en la parte medial del mismo. El problema de este modelo se encuentra en la parte superior del peroné donde se presentan unos desplazamientos mucho mayores que en la sindesmosis sana.

Por último, si se observa la figura que nos presenta los desplazamientos del modelo con **2 tornillos cuatricorticales a 15 mm** de distancia se aprecian unos resultados de desplazamientos bastante similares a la articulación sana. Tanto en la parte inferior como medial los desplazamientos se aproximan al modelo sano, pero en la zona distal hay un desplazamiento

mayor. Estos desplazamientos no suponen un gran problema ya que no son mucho mayores que en la sindesmosis sin lesionar.

Este modelo presenta el mejor comportamiento en la parte medial del peroné, por lo tanto, es un modelo óptimo para eliminar la diástasis o separación que se produce entre el peroné y la tibia que es lo que interesa reducir para, de este modo, volver a conseguir que en la articulación se restaure la fijación y conseguir la estabilidad necesaria.

Para realizar un análisis completo de los resultados se observarán las tensiones de **Von Mises** máximas en los tornillos, **tabla 7**.

Modelo	Distancia entre tornillos	Tensión de Von Mises (MPa)
1 TORNILLO TRICORTICAL	-	41.54 MPa
1 TORNILLO CUATRICORTICAL	-	59.97 MPa
2 TORNILLOS TRICORTICAL	18 mm	93.59 MPa
	15 mm	109.9 MPa
	10 mm	82.08 MPa
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL	18 mm	104 MPa
	15 mm	98.2 MPa
	10 mm	77.98 MPa

Tabla 7. Tensiones máximas de Von Mises en tornillos.

Una vez se tiene una visión global de todos los modelos de fijación a través de tornillos, se puede decir que el modelo que mejor consigue restaurar los valores de desplazamiento de la sindesmosis sana es el modelo de **2 tornillos cuatricorticales** a una distancia de **15 mm**. Aunque la tensión máxima de Von mises sea menor en los modelos de un tornillo tricortical y cuatricortical y en los modelos de los dos tornillos colocados a una distancia de 8.8 mm, los desplazamientos que aparecen no son similares a la articulación sana. Por lo tanto, se elegirá el modelo anteriormente mencionado.

Posteriormente, se verá el comportamiento de los modelos anteriores en función de los valores de tensión máxima en las superficies de contactos entre las distintas partes que componen la articulación.

Los mapas de tensiones máximas principales no varían en exceso en los modelos por lo tanto se ha elegido representar un mapa de cada uno, es decir, en la **figura 21**, aparecerán los mapas de los modelos con la sindesmosis sana, lesionada, un tornillo tricortical, un tornillo cuatricortical y los modelos de dos tornillos tricortical y cuatricortical separados 18 mm. Los valores que aparecerán en el astrágalo serán negativos debidos a la compresión a la que se sometido, tanto por el desplazamiento introducido como por las cargas. Por lo que, si nos fijamos en este valor para comparar los modelos no servirá de mucho.

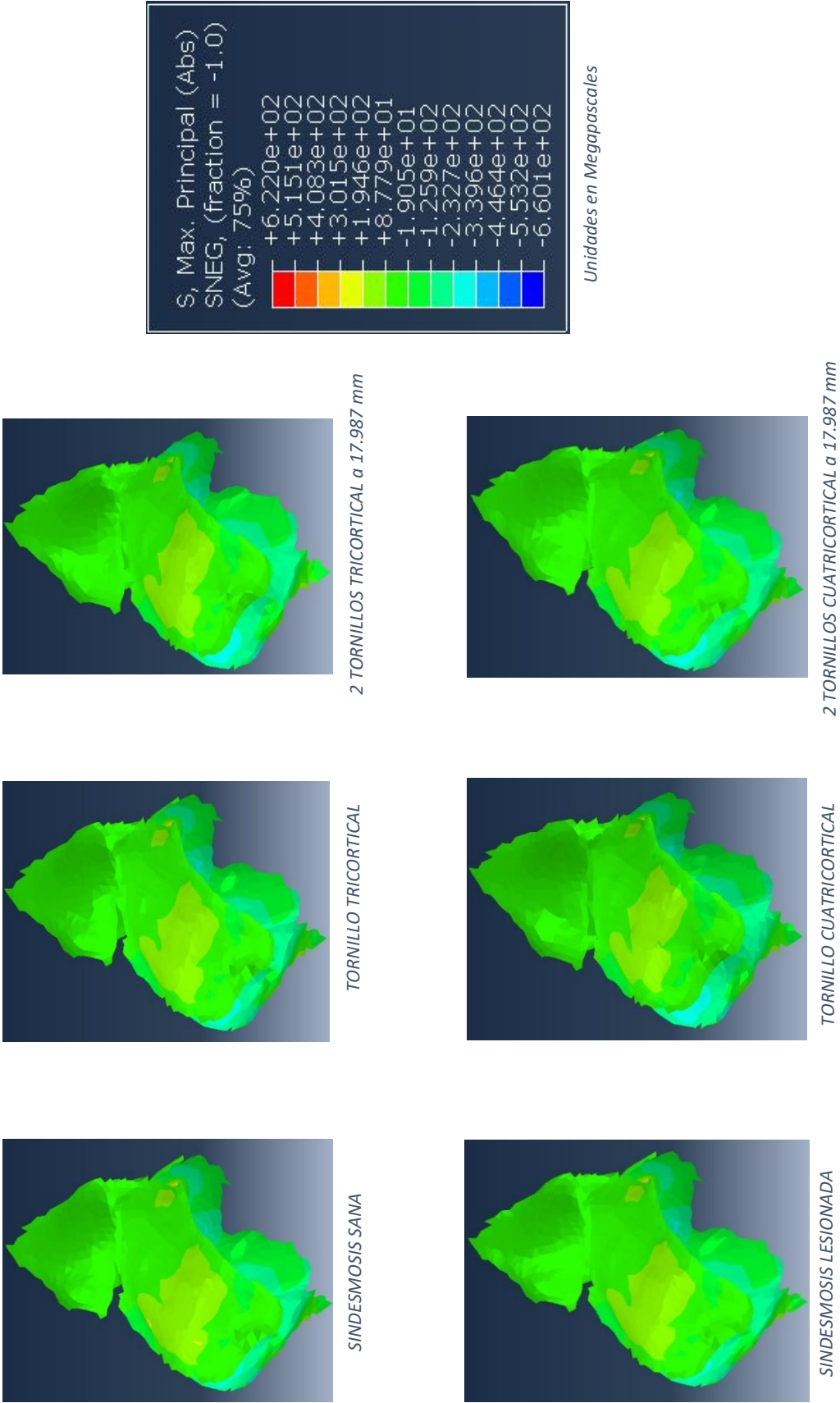


Fig. 21. Resultados tensiones principales Máximas en las superficies de contacto entre tibia, peroné y astrágalo.

ARTICULACIÓN TIBIOPERONEA FIJADA CON TIGHTROPE:

Para este modelo se ha realizado un estudio de sensibilidad probando la introducción de diferentes pretensiones al elemento TIGHTROPE como se expone en el anexo de este trabajo. Se ha probado con pretensiones de 20 N hasta los 100 N. A continuación, se verán los resultados obtenidos en desplazamientos de los diferentes modelos, **figura 22**.

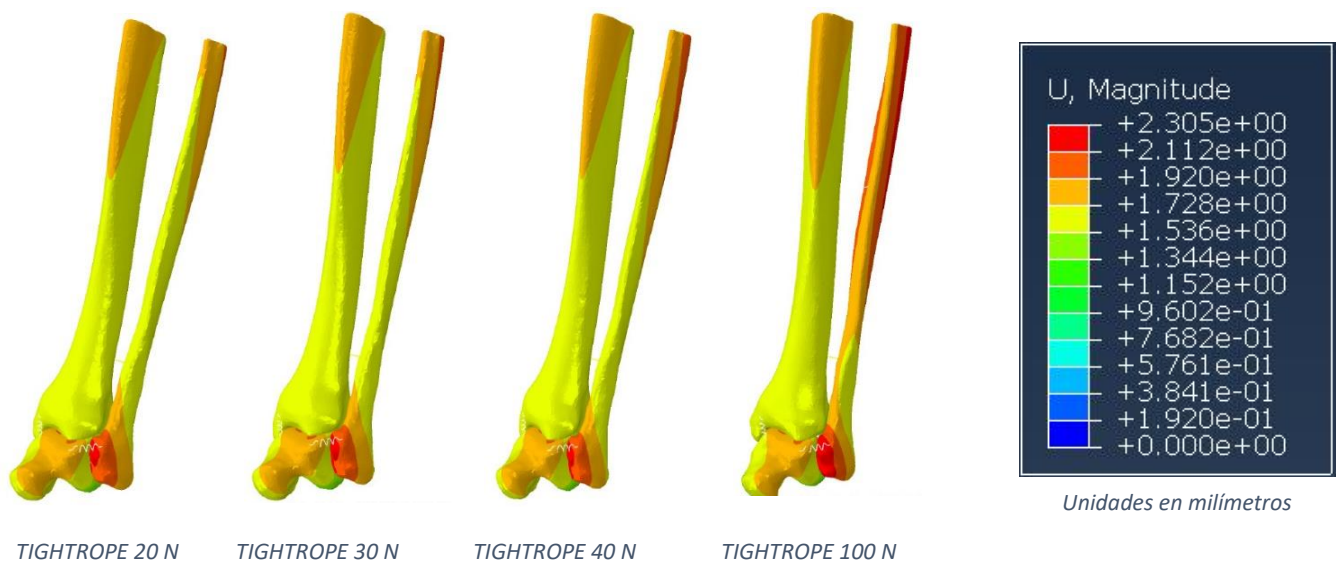


Fig. 22. Resultados desplazamientos de fijación con Tightrope.

Se verán también los desplazamientos máximos que experimenta el peroné y se observará que conforme se aumenta el valor de la pretensión el comportamiento es mucho peor, **tabla 8**.

Modelo	Desplazamiento máximo en el peroné (mm)
TIGHTROPE 20 N	2.305 mm
TIGHTROPE 30 N	2.305 mm
TIGHTROPE 40 N	2.305 mm
TIGHTROPE 100 N	2.379 mm

Tabla 8. Desplazamientos máximos en el peroné.

Visto los resultados anteriores de desplazamientos, se puede sacar como conclusión que cuando la pretensión aumenta los desplazamientos salen mucho mayores y la fijación es mucho peor. El análisis se ha realizado en el rango de valores de los 20 N hasta los 120 N, con un aumento de la pretensión de 10 N en cada nuevo modelo. El comportamiento de estos modelos ha sido muy similar hasta los 30 N, donde el desplazamiento en la parte superior e inferior del peroné

empieza a aumentar y se dispara con valores superiores a 100 N. En esta fijación también se tendrá que analizar las tensiones de Von Mises que experimenta el UHMWPE, material con el que está elaborado el Tightrope. En la **tabla 9**, se muestran los valores de estas tensiones.

Modelo	Tensión de Von Mises (MPa)
TIGHTROPE 20 N	5.48 MPa
TIGHTROPE 30 N	6.869 MPa
TIGHTROPE 40 N	8.247 MPa
TIGHTROPE 100 N	16.84 MPa

Tabla 9. Tensiones máximas de Von Mises en Tightrope.

La tensión de Von Mises, como cabía esperar, va aumentando a razón de aumentar el valor de la pretensión y presentan unos valores muy inferiores a los anteriormente mostrados con los tornillos. Estos puntos de máxima tensión se producen en donde se introduce el valor de pretensión. Cuanto menor sea esta tensión menos sufrirá el material y por lo tanto la fijación tendrá menos riesgo de romperse. Por lo tanto, además de que con una menor pretensión los desplazamientos se asemejan a la articulación tibioperonea sana los valores de tensión de Von Mises salen mucho menores. El modelo más óptimo para este tipo de fijación será con una pretensión de 20 N.

En el siguiente capítulo se hará un resumen de cual de las dos fijaciones es la más óptima para fijar la articulación en este tipo de lesiones.

4. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS:

El fin de este trabajo ha sido obtener un modelo 3D de la articulación en cuestión, es decir, la sindesmosis tibioperonea y estudiar de una forma un poco más profunda, de lo que se ha hecho hasta ahora, de las lesiones que se producen en ella. Se ha visto que en general son lesiones que están infradiagnosticadas y que por este motivo se convierten en dolencias crónicas si no se localiza adecuadamente el lugar de la lesión.

El trabajo ha tenido como objetivo principal el comparar las fijaciones que se realizan para reparación de la lesión, es decir, la utilización de tornillos y una novedosa técnica, que se está comenzando a emplear ahora y que se trata de una variación de la cirugía que es utilizada para la reparación del ligamento cruzado anterior de la rodilla. El estudio se ha llevado a cabo con la introducción de una serie de cargas y condiciones de apoyo y con esto se han obtenido una serie de resultados, los cuales han servido para observar el comportamiento biomecánico que presenta la articulación sana, lesionada y con las fijaciones.

A la hora de analizar los resultados, las conclusiones se van a extraer siempre en base al modelo sano que se elaboró en un primer momento. Los modelos que presenten un comportamiento más similar a la articulación sin lesionar serán los que definan una mejor biomecánica para que la lesión quede restaurada de forma correcta.

Primeramente, se comenzó por comparar las fijaciones con tornillos separando estos entre tornillos que atravesen el tejido cortical completo del peroné y parte del tejido cortical de la tibia y tornillos que atravesen el tejido cortical completo de peroné y tibia. Fijándonos en lo descrito en el apartado de las fijaciones con tornillos de la memoria, se puede observar que el modelo que mejor restaura los valores de la sindesmosis sana es el modelo de dos tornillos cuatricorticales situados a una distancia de 15 mm, ya que los desplazamientos que presenta el peroné son muy similares. Para la colocación de los tornillos en el lugar más óptimo he tenido que leer varios artículos científicos para saber los diámetros y materiales empleados en los tornillos de cirugía.

Posteriormente, se pasó a la realización del modelo que emplea como elemento de fijación el tigh trope. Quizás este haya sido el modelo más difícil de obtener ya que nunca había realizado una pretensión con el programa ABAQUS, por lo que esto me ha servido para poder aprender el método.

Como no había muchos artículos sobre esto, no pude encontrar demasiada información sobre la colocación y valores de pretensiones utilizadas, por lo tanto, lo que hice fue colocar el elemento tigh trope en el mismo lugar que el tornillo cuatricortical y realizar un análisis de sensibilidad con diferentes valores de tensiones. En la memoria se ha visto que el comportamiento biomecánico mejora conforme la pretensión disminuye ya que si se introducen unos valores altos incrementaríamos el desplazamiento en magnitud y provocaríamos que los dos huesos implicados en la articulación, es decir, tibia y peroné, colisionaran. Con esto podemos afirmar que el modelo que presenta un comportamiento más similar a la sindesmosis sana es en el que se aplica una pretensión de 20N. A continuación, se mostrarán los valores de desplazamiento máximo, **figura 23**, y tensiones de Von Mises de los dos modelos que mejor restauran la lesión, **tabla 10**.

Modelo	Desplazamiento máximo (mm)	Tensión Von Mises máxima de elemento fijador
2 TORNILLOS CUATRICORTICAL a 15 mm	2.110	98.2 MPa
TIGHTROPE 20 N	2.305	5.48 MPa

Tabla 10. Tabla de desplazamiento y tensión de Von Mises de los modelos a comparar.

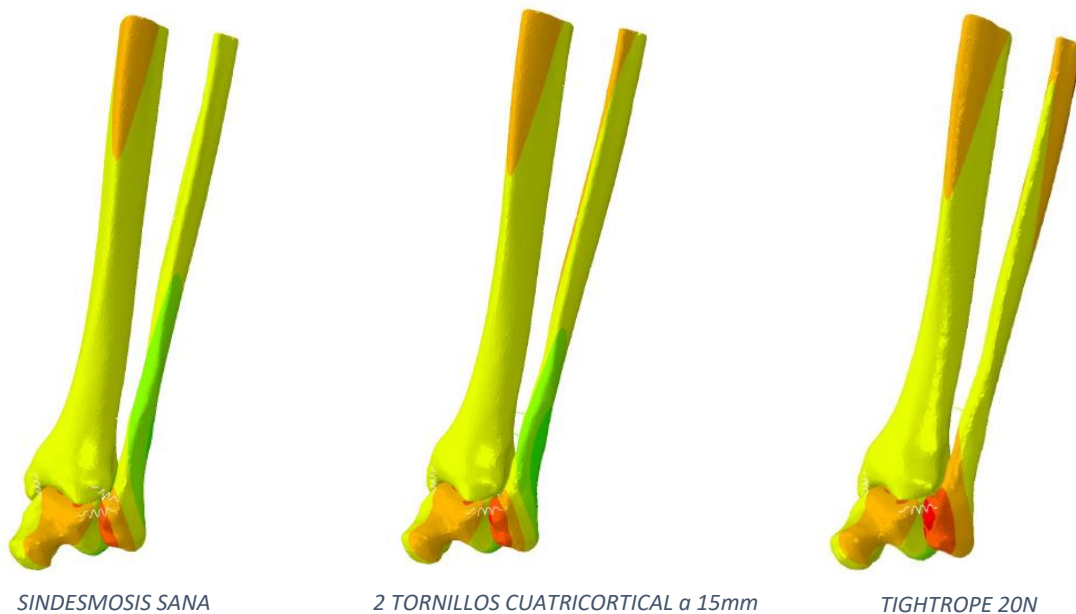


Fig. 23. Desplazamiento de los modelos a comparar.

Con lo visto anteriormente, se puede decir que el elemento de fijación que mejor restaura la lesión son los dos tornillos cuatricorticales a una distancia de 15 mm. El modelo del tightrope con una pretensión de 20 N se queda muy lejos de los desplazamientos que se presentan con los tornillos. De momento, la fijación que tiene una mejor respuesta biomecánica a las cargas es la que se realiza con tornillos

En este trabajo, lo que más tiempo me ha llevado ha sido leer toda la información necesaria para entender el funcionamiento de la articulación y poder comenzar la realización del mismo con una buena base, así como la realización de todos los modelos de fijación tornillo, ya que han sido bastantes.

Valoro el trabajo realizado de manera muy positiva porque me ha permitido trabajar con herramientas que no he utilizado a lo largo del grado como, por ejemplo, MIMICS o 3-Matic, y también, he ampliado conocimientos sobre el programa ABAQUS, programa que personalmente me resulta bastante complicado pero que es una herramienta muy potente.

En cuanto a posibles mejoras a realizar en los modelos realizados, podrían ser estas:

- Eliminar todos los ligamentos que unen la tibia y el peroné para simular una lesión completa.

- Simular el ligamento transversal para que la articulación tibioperonea tuviese un comportamiento mucho más real.
- Emplear nuevos materiales para los tornillos como por ejemplo bioabsorbibles.
- Mejorar la colocación del Tightrope para que los resultados mejoren.
- Simular la sindesmosis con fractura de peroné y colocación de una fijación basada en placas y tornillos.

5. BIBLIOGRAFIA:

- **ARTÍCULOS:**

- [1] James V. Cunningham, Cunningham's Textbook of Anatomy. Terlfth Edition. Editado por G. J. Romanes. (1981).
- [2] Annechien Beumer. Chronic instability of the anterior syndesmosis of the ankle. (2007)
- [3] Boytim MJ, Fischer DA, Neumann L. Syndesmotic ankle sprains. Am J Sports Med (1991)
- [4] Hopkinson WJ, St Pierre P, Ryan JB, et al. Syndesmosis sprains of the ankle. Foot Ankle (1990).
- [5] Graham A. McCollum, Mchel P.J. van den Bekerom, Gino M. M. J. Kerkhoffs, James D. F. Calder, C. Niek van Dijk. .Syndesmosis and deltoid ligament injuries in the athlete. i(2013)
- [6] Kelikian H, Kelikian A. Disorders of the ankle. W.B. Saunders Company, Philadelphia/London/Toronto (1985).
- [7] Qinghua Liu, Kun Zhang, Yan Zhuang, Zhong Li, Bin Yu, Guoxian Pei. Analysis of the stress and Displacement Distribution of Inferior Tibiofibular Syndesmosis Injuries Repaired with Screw Fixation: A Finite Element Study. (2013)
- [8] Xavier Martín Oliva, Juan Manuel ríos Ru, Alejandro Santamaría Fumas, Elsa Viridiana Sanchez Hernández. Lesiones aisladas de la sindesmosis. (2016)
- [9] Gerber J P, Williams G N, Scoville C R, Arciero R A, Taylor D C. Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. FootClinicalelevance and treatment options Ankle Int (1998)
- [10] Paul J. Switaj, Marco Mendoza, Anish R. Kadakia. Acute and Chronic Injuries to the Syndesmosis. (2015)
- [11] Ebraheim, N.A., et al., Anatomical evaluation and clinical importance of the tibiofibular syndesmosis ligaments. (2006).
- [12] Takao M, Ochi M, Oae K. Diagnosis of a tear of the distal tibiofibular syndesmosis. The role of arthroscopy of the ankle. (2003)
- [13] Mei-Dan O, Kots E, Barchilon V, Massarwe S, Nyska M, Mann G. A dynamic ultrasound examination for the diagnosis of ankle syndesmotic injury in profesional athletes: a preliminary study. Am J Sports Med. (2009).
- [14] Mehmet Serhan, Ozgur Verim, Mehmet Eroglu, Levent Altinel, Baris Gokce, Suleyman tasgetirem. Biomechanical Evaluation of Syndesmotic Screw Design via Finite Element Analysis and Taguchi's Method.
- [15] S. Mierendorff, KJ. Mathias. Dynamic loading of the tibia: a finite element study. (1998)
- [16] Peter C. Liacouras, Jennifer S. Wayne. Computational Modeling to Predict Mechanical Function of Joints: Application to the Lower Leg With Simulation of Two Cadaver Studies. (2007)

- [17] Jeffrey R. Thormeyer, James P. Leonard, Mark Hutchinson. Departamento f Orthopedic Surgery, University of Illinois, Chicago, USA. Syndesmotic Injuries in Athletes. (2015).
- [18] Ferrer Santacreu E.M., Rodríguez-Merchán E. C. Inestabilidades Crónicas de Tobillo. (2006)
- [19] Needleman RL, Skrade DA, Stiehl JB. Effect of the syndesmotic screw on ankle motion. Foot Ankle Int (1989)
- [20] MCBRYDE A, CHIASSON B, WILHELM A.: Syndesmotic screw placement: a biomechanical analysis. Foot Ankle Int (1997).

- **IMÁGENES:**

https://www.dartmouth.edu/~humananatomy/figures/chapter_12/12-24.HTM

<https://loshumerouno.wordpress.com/anatomia/miembros-inferiores/fibula/>

<https://docplayer.es/52377388-Tobillo-y-pie-klgo-felipe-gutierrez-d.html>

<https://mirandatrauma.com/hierros-en-el-hueso-retirada-o-no/>

<http://www.6weeks.co.uk/diagram-of-fibula.html>

<https://fixmeupinversionanklesprain.weebly.com/moisignssymptoms.html>

<https://www.tigerdroppings.com/new-orleans-saints/is-it-socially-acceptable-for-men-to-cross-their-legs-like-women-do/24775080/>

http://congreso.faardit.org.ar/uploads/2015/poster/2015_688_PE_Musculoesqueletico.pdf

<https://www.imagenesmy.com/imagenes/left-fibula-ankle-fracture-50.html>

<https://www.acumed.net/products/shoulder/polarus-3-solution/>

<http://footandanklefixation.com/company/arthrex/>

<https://airemb.es/ecografia-tobillo-normal/>

- **INFORMACIÓN:**

<https://m.arthrex.com/es/pie-tobillo/tightrope-sindesmosis-sin-nudos>

<http://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2016/ot161f.pdf>

https://www.google.es/search?tbm=isch&q=ligamentos+tibioperoneos&chips=q:ligamentos+tibioperoneos,online_chips:astr%C3%A1galo&sa=X&ved=0ahUKEwjA2cr3ipvaAhXBoBQKHVh1D_AQ4IYIKCgB&biw=1280&bih=918&dpr=1#imgdii=V5U0cxn_fwUEHM:&imgsrc=R5Sj4kWxIKcOYM:

http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1692-17982014000100003

<https://www.definicionabc.com/ciencia/biomecanica.php>

<http://nous-utile.info/article/cual-es-el-ligamento-tibio-peroneo-anterior>

<https://airemb.es/ecografia-tobillo-normal/>

<http://www.doctissimo.com/es/salud/diccionario-medico/anfiartrosis>

<https://es.scribd.com/document/342402739/Inestabilidad-de-tobillo-1-pdf>

<http://www.prucomercialre.com/que-es-un-tornillo-transindesmal/>

<http://studylib.es/doc/6406609/fijaci%C3%B3n-para-sindesmosis-con-tighrope%C2%AE-sin-nudos>

<https://centralcoastortho.com/es/patient-education/tighrope-fixation-for-ankle-syndesmosis/>

<http://www.dielectriccorp.com/downloads/thermoplastics/uhmw.pdf>

https://online.boneandjoint.org.uk/doi/abs/10.1302/1358-992x.99bsupp_3.ista2016-001

<http://www.cpmedical.com/markets/medical/wound-closure-medical/non-absorbable-sutures-medical/uhmwpe-medical/>

http://www.bohler-uddeholm.com.ar/media/Titanio_Grado_2.pdf

<https://ingemecanica.com/tutoriales/materiales.html#tabla1>

6. ANEXO:

1. Diagnóstico de la lesión.

Para el diagnóstico de esta lesión se deberá realizar una primera exploración física. El paciente, en los primeros momentos de producirse la lesión, tendrá varios focos de dolor. Un dolor en la zona del maléolo interno debe hacer sospechar que el paciente puede tener una lesión en la sindesmosis y se deberá explorar la zona. Puede haber también cierta hinchazón localizada en el nivel de la sindesmosis, esta hinchazón puede localizarse en o por encima del ligamento tibioperoneo anterior. Es más proximal y anterior y, por lo tanto, diferente y tal vez menos obvio, que las lesiones comunes de esguinces de ligamento lateral colateral. Esta hinchazón se denomina “Esguince de tobillo alto”. Este esguince puede afectar tanto al ligamento tibioperoneo anterior como al posterior, el cual también resulta muy doloroso.

Esta lesión, como ya se ha comentado anteriormente, puede convertirse en crónica y los afectados en este caso, experimentan dolor durante y después de realizar una actividad deportiva y en la dorsiflexión. Otros síntomas que también se pueden experimentar incluyen rigidez y sensación de inestabilidad en terrenos irregulares.

Los exámenes a los que se somete a los pacientes son diferentes pruebas de estrés, estas pruebas son:

- **Prueba de rotación externa (Figura 24):** Se puede realizar tanto sentado como de pie. Si se realiza sentado se coloca la rodilla a 90 grados y se le aplica una fuerza rotatoria externa en el pie. En el caso de que esta prueba se realice de pie, se gira el cuerpo mientras se mantiene el pie apoyado en el suelo. Este test lo que provoca es un desplazamiento del peroné cuando se analiza la biomecánica de la sindesmosis. El test será positivo cuando exista dolor en la zona.



Fig. 24. Prueba de rotación externa.

- **Prueba de compresión (Figura 25):** Se realiza una compresión del músculo proximal del peroné por encima del nivel de la pantorrilla, esto lo que puede provocar es la separación de tibia y peroné si se ha producido una lesión. El test será positivo si se produce dolor en articulación tibioperonea distal.



Fig. 25. Prueba de compresión.

- **Prueba de la pierna cruzada (Figura 26):** Es similar al test de compresión introduciéndole alguna variación. La pierna que tiene la lesión se coloca sobre la rodilla de la pierna no lesionada y se ejerce cierta presión hacia abajo sobre la tibia. El test se considerará positivo si aparece dolor a nivel de la sindesmosis.

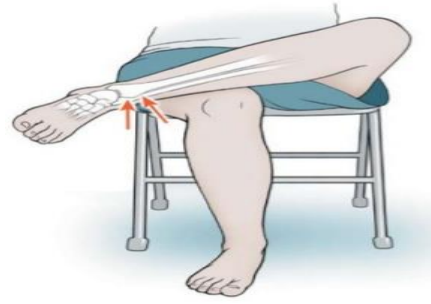


Fig. 26. Prueba de la pierna cruzada.

- **Prueba del cajón (Figura 27):** Se realiza una traslación manual sobre el peroné mientras con la otra mano se fija la tibia. El test se considera positivo cuando se produce dolor y cuando la traslación del peroné es mayor que en el contralateral.



Fig. 27. Prueba del cajón.

- **Prueba de Cotton (Figura 28):** Traslación exagerada del astrágalo dentro de la mortaja. Esta traslación se realiza de medial a lateral. Esta prueba se emplea para comprobar si existe una lesión combinada de la sindesmosis y el ligamento deltoideo.



Fig. 28. Prueba de Cotton.

Una vez que se ha detectado la existencia de la lesión en la articulación deberemos clasificarla y para ello podremos seguir dos clasificaciones.

En un artículo de **Xavier y Santamaria et al. (2016)** exponen que Van den Bekerom realizó una clasificación de las lesiones en la sindesmosis:

- Lesiones agudas: Lesiones de la sindesmosis que son tratadas hasta seis semanas después de producirse la lesión.
- Lesiones subagudas: Lesiones de la sindesmosis que son tratadas entre seis semanas y seis meses después de que se haya realizado la lesión.

- Lesiones crónicas: Este tipo de lesiones permanecen sintomáticas seis meses después de que se produzca el traumatismo que desencadena la lesión.

Existe otra clasificación, **tabla 11**, y se denomina West Point. Esta fue expuesta por **Gerber et al. (1998-2000)**, la cual permite dividir estas lesiones en 3 grados dependiendo de la inestabilidad que producen. Esta clasificación se basa en diferentes criterios, estos son los siguientes: Lugar de localización del dolor, hinchazón, capacidad de carga, daño del ligamento e inestabilidad.

CRITERIOS	GRADO I	GRADO II	GRADO III
LUGAR LOCALIZACIÓN DEL DOLOR	Ligamento Tibioperoneo anterior	Ligamento Tibioperoneo anterior y Peroneocalcáneo	Ligamento Tibioperoneo anterior, Peroneocalcáneo y ligamento tibioperoneo posterior
HINCHAZÓN	Ligera, localizada	Moderada, localizada	Importante, difusa
CAPACIDAD DE CARGA	Total o disminuida parcialmente	Rotura parcial	Rotura total
DAÑO DEL LIGAMENTO	Distensión	Rotura parcial	Rotura total
INESTABILIDAD	No	Ligera o no presenta	Evidente

Tabla 11. Clasificación de los diferentes grados de la lesión expuesta por Gerber.

Una vez que se ha realizado una exploración física se puede realizar un estudio de imagen donde se va a poder con más detalle el alcance de la lesión. Según el artículo publicado por **Jeffrey y Leonard et al. (2012)** existen diferentes técnicas de imagen con las cuáles podremos evaluar al paciente. En la actualidad se puede encontrar cuatro diferentes: Radiografía simple, tomografía axial computerizada (TAC), resonancia magnética (RM) y ecosonografía.

El TAC y la RM son muy útiles para lesiones más sutiles y que necesiten más precisión a la hora del diagnóstico. Las imágenes servirán para encontrar cualquier tipo de fractura y encontrar signos de diástasis de la sindesmosis, la cual es una separación demasiado grande entre la tibia y el peroné.

- **Radiografía simple (Figura 29):** Para una correcta evaluación de la sindesmosis se deberá tener tres vistas (Anteroposterior, lateral y mortaja) del tobillo, así como vistas ortogonales de la tibia y el peroné. Los parámetros fundamentales en los que se deberá detener la atención. Estos parámetros se encuentran en el **espacio libre tibioperoneo, la superposición del espacio medial y espacio medial**. El parámetro más fiable es el espacio tibioperoneo ya que no está influenciado por la rotación tibial y se define como la distancia que existe entre el borde medial del peroné y el borde lateral de la tibia posterior. La superposición del espacio medial es la superposición del maléolo lateral y el tubérculo tibial anterior. Esta superposición debe ser mayor de seis milímetros en la vista anteroposterior, y mayor de un milímetro en la vista de la mortaja. El espacio medial se define como la distancia entre el borde lateral del maléolo medial y el astrágalo medial a nivel de la cúpula del astrágalo. Los diferentes estudios radiográficos han conseguido una baja sensibilidad y cuentan con una precisión del 72% para el diagnóstico de la ruptura de la sindesmosis tibioperonea. Por este motivo, es complicado diagnosticar una lesión aislada de la sindesmosis mediante este tipo de imagen.



Fig. 29. Radiografía simple.

- **Tomografía computerizada (TAC) (Figura 30):** Es una técnica mucho más sensible que la radiografía normal a la detección de diástasis leves. Según **Ebrahiem et al. (2006)** las tomografías son muy efectivas para observar diástasis de entre dos a tres milímetros. Con esta técnica podemos descartar también la presencia de fracturas. Un arrancamiento suele ocurrir cuando se realizan movimientos muy explosivos o actividades deportivas intensas y se producen por una fuerte tracción de ligamentos o tendones que están insertados en el hueso. Existen diferentes estudios, como por ejemplo el de Blair, que valora los diferentes cortes axiales para identificar una línea tibioperonea que contactaría con el tubérculo tibial anterior en condiciones normales y se desplazaría en la subluxación de la sindesmosis. Las tomografías pueden ser un complemento útil en la anatomía ósea para guiar planificación quirúrgica.



Fig. 30. Tomografía computerizada.

- **Resonancia magnética (RM) (Figura 31):** En esta técnica se valoran cambios de señal en el área de cualquier ligamento, que forma parte de la sindesmosis, además de la presencia de una escasa definición de los límites de alguno de los ligamentos o una discontinuidad de ellos. Un estudio llevado a cabo por **Takao et al. (2003)** reveló un 100 % de especificidad y un 93 % de sensibilidad de la lesión que afecta al ligamento tibioperoneo anterior y un 100% de especificidad y sensibilidad para la lesión que afecta al ligamento tibioperoneo posterior. La resonancia permite observar que grado de lesión se tendrá. Las lesiones de grado uno representa un estiramiento del ligamento sin interrupción de la fibra. El ligamento se observará intacto en la imagen, pero vendrá acompañado de un edema presente junto a él. La lesión de grado dos representa, como se ha comentado anteriormente, un desgarro parcial del ligamento y esto aparece en la imagen como un engrosamiento del ligamento con disrupción de la fibra y un edema asociado dentro del ligamento. Las lesiones de grado tres son una discontinuidad del ligamento y aparecen junto a un edema extenso. Las lesiones crónicas se observan como un engrosamiento, atenuación o alteración, pero sin edema asociado. En muchas ocasiones las lesiones en la sindesmosis van asociadas a otro tipo de afecciones, y estas también se recogen en las imágenes de la resonancia.



Fig. 31. Resonancia Magnética.

- **Ecosonografía (Figura 32):** Técnica novedosa y que se está empezando a emplear en la actualidad para detectar lesiones de tobillo y pie. Mucho menos costosa y más efectiva para un diagnóstico precoz de la lesión. La valoración se realiza de forma estática en posición neutra y otra dinámica en rotación interna y externa con unos 5-10 grados de dorsiflexión del tobillo. A través de una ecografía del ligamento tibioperoneo anterior se detectará la presencia de hematomas o la pérdida de continuidad de los ligamentos que componen la sindesmosis. Esta técnica fue probada en el artículo publicado por **Mei-Dan et al. (2009)** y sus resultados fueron muy satisfactorias ya que se conseguía distinguir de forma bastante clara los esguinces altos de los normales.

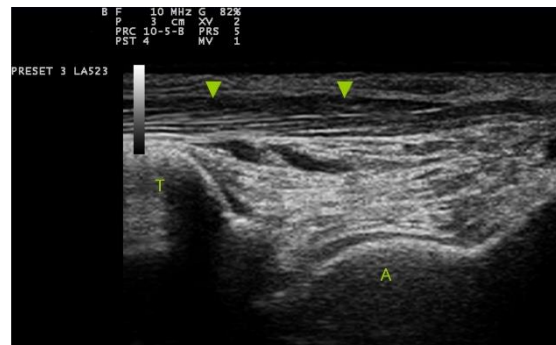


Fig. 32. Ecosonografía.

2. Generación del modelo 3D (MIMICS).

Para generar el modelo 3D se ha empleado el software MIMICS. Este programa es un procesador de imágenes que se utiliza para la interacción entre imágenes 2D y aplicaciones de ingeniería 3D. Estas aplicaciones incluyen tanto para medidas anatómicas, análisis 3D, análisis de elementos finitos, diseño de implantes, etc.

Este programa nos permite la segmentación de imágenes y seleccionar la región de interés específica. Por ejemplo, en este trabajo se necesitó separar la tibia, peroné y astrágalo de la pierna izquierda del resto de huesos que componen el esqueleto.

Para comenzar con la obtención del modelo tridimensional se importó un conjunto de imágenes en 2D en formato DICOM, las cuales provienen del escáner que se le realiza al paciente. La calidad de las imágenes en 3D que MIMICS crea viene íntimamente relacionado con el grosor del corte y el tamaño de píxel de las imágenes 2D.

La pantalla principal de **MIMICS** nos muestra cuatro vistas diferentes, **figura 33**: coronal (cuadro de arriba a la izquierda), axial (cuadro de arriba a la derecha), sagital (cuadro de abajo a la izquierda) y la vista en 3D (cuadro de abajo a la derecha) del modelo que se está calculando. Desde un punto de vista ingenieril se puede pensar que la vista coronal es como la vista en alzado, la vista axial se define como una vista de arriba hacia abajo y la vista sagital es el perfil derecho del paciente.

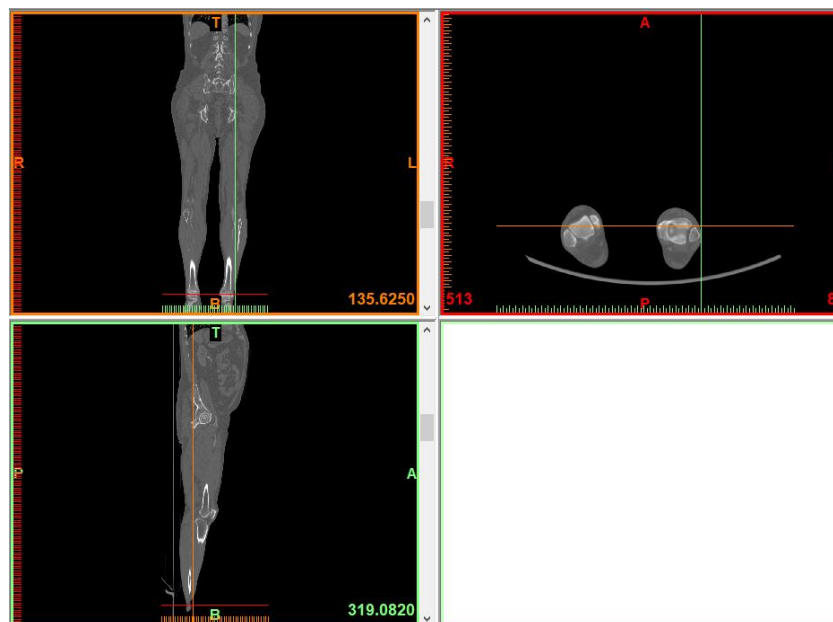


Fig. 33. Vistas del TAC en el programa MIMICS.

El primer paso para crear un modelo 3D es la segmentación de las imágenes 2D. Para ello necesitaremos usar la función “Thresholding” (Umbral), esto se usa para la clasificación de los píxeles que componen las imágenes dentro de unos valores determinados y, de este modo, realizar una primera aproximación muy somera de los huesos en 3D. A continuación, se verá cómo quedó la máscara verde de la **pierna izquierda** desde la vista coronal. **Figura 34.**



Fig. 34. Máscara verde de la zona distal de la articulación tibioperonea

Al establecer estos valores como umbrales, todos los píxeles superiores o iguales formarán parte de una misma máscara. Además, como se puede apreciar en la anterior, solo se ha tenido en cuenta la parte interesada en el estudio, para así facilitar el cálculo del modelo en el software.

Posteriormente, se necesitó obtener por separado los tres huesos y para ello se utilizó la función “Region Growing”, lo cual nos permitió ir generando nuevas máscaras y de este modo ir eliminando los píxeles que unían los huesos y obtener así la separación de los huesos.

Sobre la primera máscara creada, máscara verde, se generó otra máscara sobre el peroné con la función antes mencionada de color amarillo, **figura 35**. También se generó otra máscara de color azul sobre los otros huesos restantes, **figura 36**, y como la máscara recogía elementos que no eran de interés se tuvo que editar esta para separar los componentes, **figura 37**.

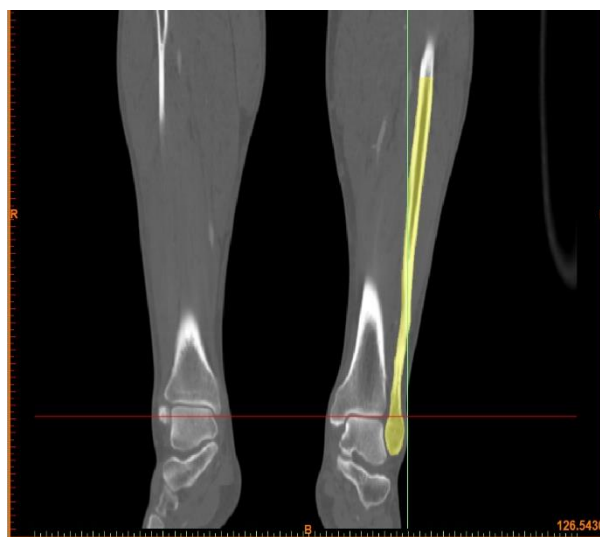


Fig. 35. Mascara Amarilla que incluye solo el peroné.

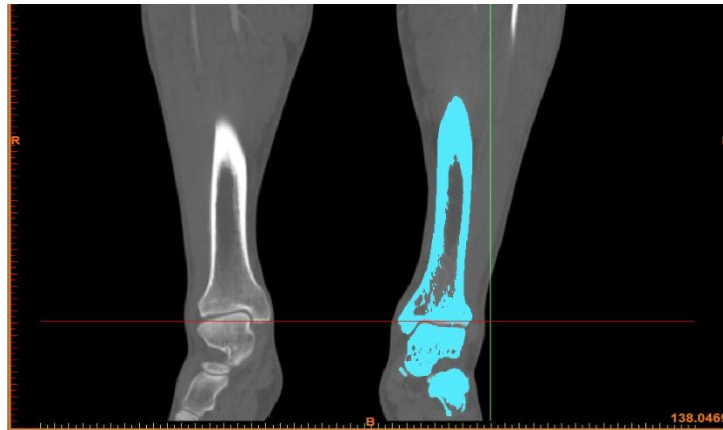


Fig. 36. MáscaraAzul que incluye tibia, astragalo y otros huesos del pie.

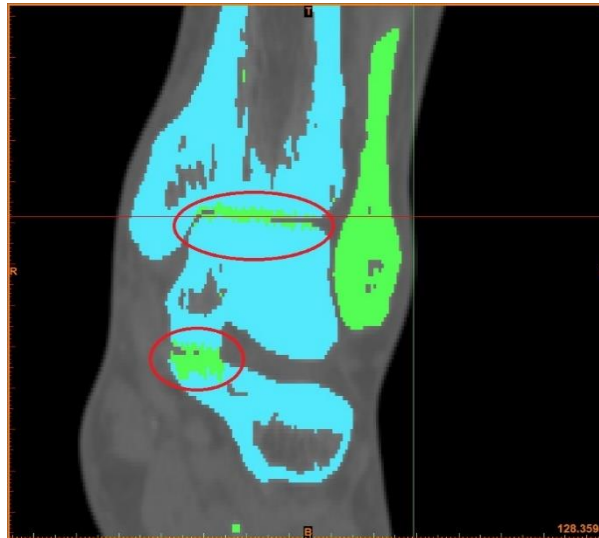


Fig. 37. Separación de las partes para obtener las deseadas.

Esta separación se realizó capa a capa hasta que los huesos no estuvieron unidos por ningún pixel en ninguna de ellas. A parte de los píxeles de la unión entre huesos también se tuvo que editar la máscara azul por la aparición de una pequeña vena la cual afectaba negativamente al modelo 3D, **figura 38**.



Fig. 38. Aparición de una pequeña vena.

Como se comentará más adelante, a la hora de generar el mallado interior se tuvo una serie de problemas y eran ocasionados a que el modelo no estaba totalmente homogéneo y había huecos en el interior de los huesos. Por este motivo se tuvieron que rellenar todos los huecos que aparecían en las imágenes en 2D para poder así mallar el interior de los mismos. Para ello se recurrió a la función “cavity fill” pero antes de utilizar esto se deben generar líneas sobre las diferentes capas para cerrar el contorno del hueso y posteriormente se rellenará el interior gracias a la función “cavity fill”, **figura 39**. Esto se hizo necesario hacerlo en la tibia solamente ya que en el astrágalo se realizó el llenado del mismo con la función “edit mask” y la opción “draw”.



Fig. 39. Llenado de tibia.

Una vez se tengan todas las máscaras deseadas se deberá generar el modelo utilizando la función “Calculate Part”, de este modo aparecerá en la vista de abajo a la derecha el conjunto ya generado, **figura 40**. Faltaría un último paso y sería utilizar la función “Smooth” para así suavizar la superficie del hueso y de este modo facilitar la implantación de la malla. Con esto eliminaremos los picos e irregularidades de la superficie dotando al hueso de una superficie más o menos regular.



Fig. 40. Modelo 3D generado.

Posteriormente, se procederá a la importación del modelo 3D a **3-Matic** para la generación del mallado de elementos finitos. También se exportaron las tres partes del modelo en archivos STL para su posterior impresión en 3D.

3. Generación de mallado. (3-MATIC)

Para generar el mallado de los componentes de la articulación deberemos utilizar la función “Remesh” y marcar la opción FEA/CFD, **figura 41**, que se encuentra en el menú de MIMICS y, a continuación, seleccionar todos los elementos para de esta forma poder transferirlos al entorno de 3-MATIC. Una vez dentro del software deberemos ir en primer lugar a la función “Create Inspection Part” y se abrirá la pestaña de vista de inspección. Se seleccionó un elemento y lo que apareció fue el histograma, **figura 42**. Este histograma lo que nos mostró fue la distribución que realiza por defecto 3-Matic de elementos triángulo sobre la superficie del modelo con la medida actual elegida que, por defecto, en “Shape measure” nos aparece “R-in/R-out”. Este histograma nos muestra también la calidad que tienen los elementos de la superficie para las posteriores simulaciones.

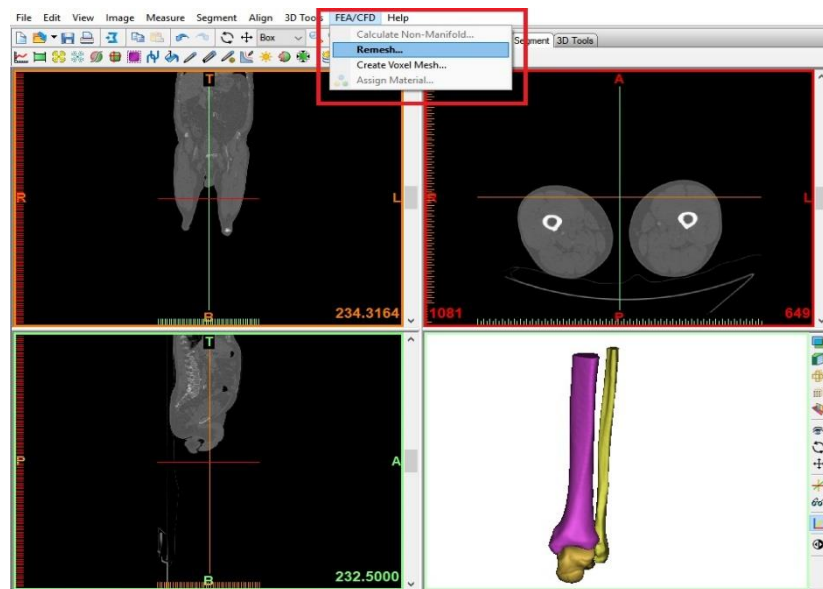


Fig. 41. Opción de remesh.

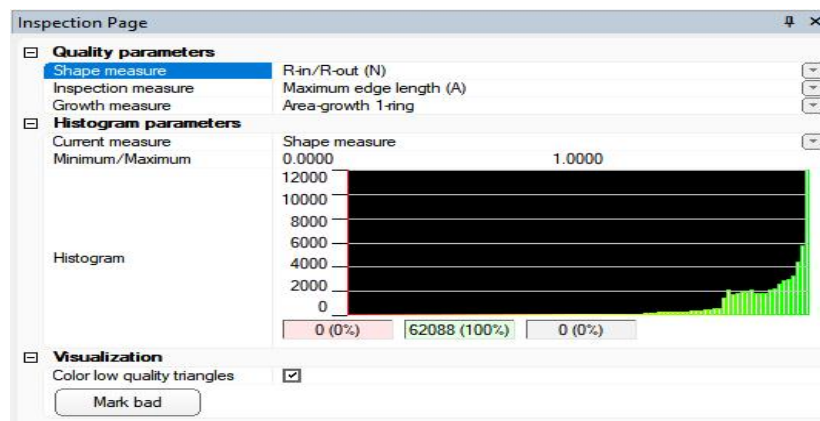


Fig. 42. Histograma.

El mallado que aparece por defecto no suele ser de gran calidad al tratarse de una primera aproximación y suelen aparecer gran cantidad de elementos de pequeño tamaño, **figura 43**, dificultando de este modo, el cálculo de las simulaciones que se quieran realizar en pasos posteriores. Por ello, hubo que mejorarlo a través de la función “Reduce”. Para poder llevar a cabo esto hubo que activar el modo experto para que nos permitiera manipular la malla. De esta función el valor más destacable es el error geométrico el cual es la distancia máxima que se les permite mover a los nodos del modelo. Aumentar este valor le da al algoritmo una mayor libertad para moverse y por otra parte reduce la cantidad de triángulos.



Fig. 43. Elementos en la tibia.

Una vez que tuvimos una malla un poco más refinada se debió mirar nuevamente en el histograma la calidad de los elementos de la malla. En “Create Inspection Part” se deberá configurar la opción “Shape measure” para que nos muestre la relación “Height/Base(N)” y habrá de confirmar la medida actual (“Current measure”) como “Shape measure”. Se establecerá como valor máximo del histograma el valor de 0,4. Deberemos verificar la casilla de “Color low quality triangles” para que nos muestres los elementos que tienen baja calidad para realizar la simulación

A continuación, se tendrá que elegir ya el tamaño de elemento que se quiere y para ello se le tendrá que dar a la opción “Adaptative Remesh”, **Figura 44**. Esta función optimizará la calidad de los triángulos de la superficie y el interior de acuerdo a los parámetros que le introduzcamos. Nuevamente necesitaremos activar el modo experto para que el programa nos permite modificar a nuestro gusto la malla.



Fig. 44. Opción “Adaptative Remesh”.

Posteriormente, introduciremos y aplicaremos los siguientes valores para los tres huesos y de esta manera tener las mismas características de elemento en los tres componentes del modelo, **figura 45**. Como estamos explicando el caso realizado con tamaño de elemento 3 mm se puso como longitud máxima de triángulo **3m** y como longitud mínima de triángulo se escogió un valor que se complementase bien con los salientes e irregularidades de las superficies óseas.

La longitud mínima de triángulos es un valor también importante ya que si se eligen valores que sean muy grandes, puede llegarse a dar el caso de que la superficie no sea la que realmente se obtiene del modelo 3D porque al introducir los elementos sobre la superficie, si son muy grandes, pueden aparecer picos y habrá que editar la malla y eliminarlos para que a la hora de simular no sea ningún foco de problemas.

- **Parameters:**
 Shape measure: Height/Base(N)
 Shape quality threshold: 0.35
 Maximum geometrical error: 0.3
 Minimum triangle edge length: 0.8
 Maximum triangle edge length: 3

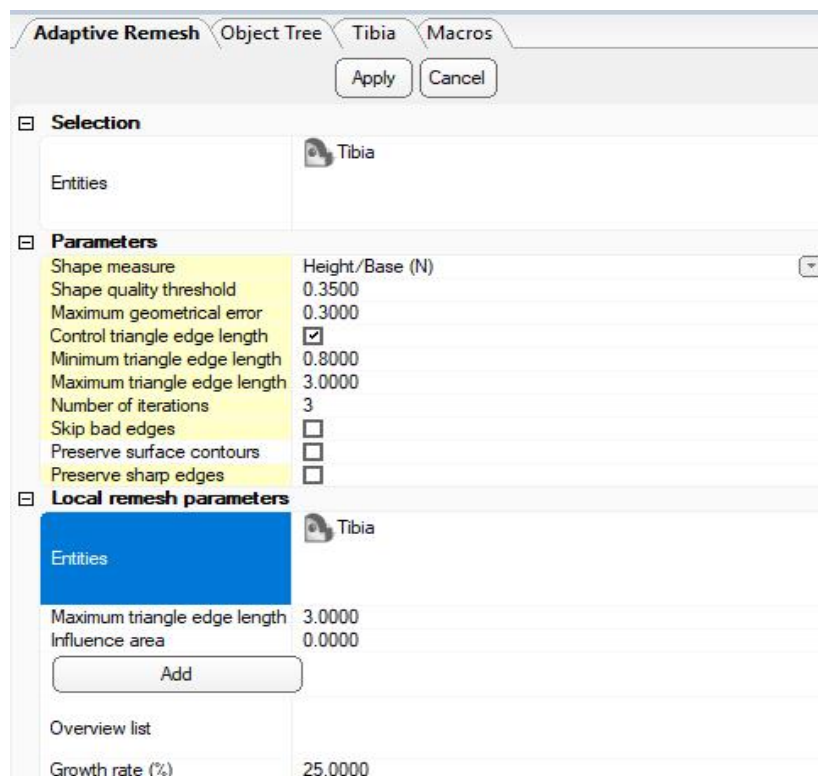


Fig. 45. Parametros de los elementos.

Una vez que hemos aplicado estos parámetros se tuvo que generar el volumen del interior de los huesos, esto se realizó utilizando la función "Create Volume Mesh". Esta función de lo que se encarga es de generar un volumen para de esta forma poder generar en el interior de los componentes los elementos de la malla. Cuando se procedió a realizar el mallado interior se vio que la tibia no estaba bien modelada por dentro y se tuvo que rellenar con el programa **MIMICS**, como se ha comentado anteriormente. Se eligió el mismo tamaño de elemento tanto como fuera en la superficie como en la parte del interior del hueso, en este caso 3mm. Estos pasos se siguieron para los otros dos huesos, astrágalo y peroné. **Figura 46.**

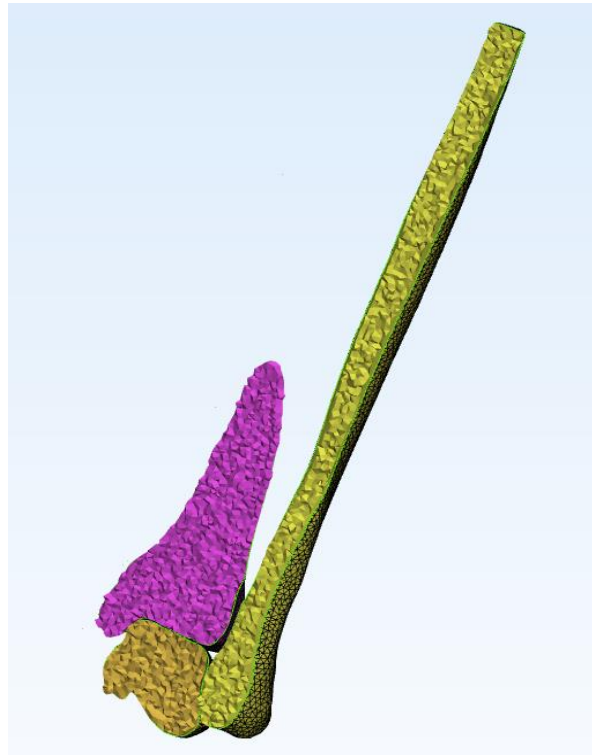


Fig. 46. Modelo 3D mallado.

4. Modelo ABAQUS.

Dentro del presente trabajo se han realizado diversos modelos ABAQUS y, en este apartado del anexo, se va a proceder a una explicación más detallada de como se han obtenido los resultados que se han mostrado en la memoria. En primer lugar, se comenzará por la explicación del modelo sano para posteriormente ir explicando a partir de ese las modificaciones que se han ido realizando para completar el estudio.

ARTICULACIÓN TIBIOPEROENA SANA:

Para elaborar el modelo de la articulación sana se deberá importar el modelo 3D con elementos finitos que se ha elaborado en el software **3-MATIC**. Una vez que tengamos los 3 componentes trasladados a **ABAQUS** y se procederá a la realización del modelo:

En primer lugar, se generarán los dos tipos materiales, tejido cortical y esponjoso, **figura 47**, que van a dotar de propiedades tanto a las superficies como al volumen de los componentes del modelo. Se tomará para ello los valores que se explican en la memoria de este trabajo.

Posteriormente, se procederá a la creación de secciones para realizar el “Section assignments”. Se generarán tres secciones para las superficies y otras tres para el volumen. La sección del volumen será de tipo sólido y homogéneo y, además, se le asignará el material, en este caso, el esponjoso, **figura 48**. Esto se realizará dos veces más. La sección que pertenece a la superficie será de tipo “Shell/Continuum Shell” y homogénea. A esta sección se le tendrá que dar cierto espesor y, por eso, se ha seleccionado el apartado de “Value” y se ha elegido un valor de 2.2 mm de espesor. Este valor aparece de obtener las medidas en el programa MMICS y realizar una media entre todos los puntos. También se tendrá que elegir el material y por este motivo se ha elegido el material “CORTICAL” ya que esta superficie estará compuesta mayormente por tejido cortical, **figura 48**.

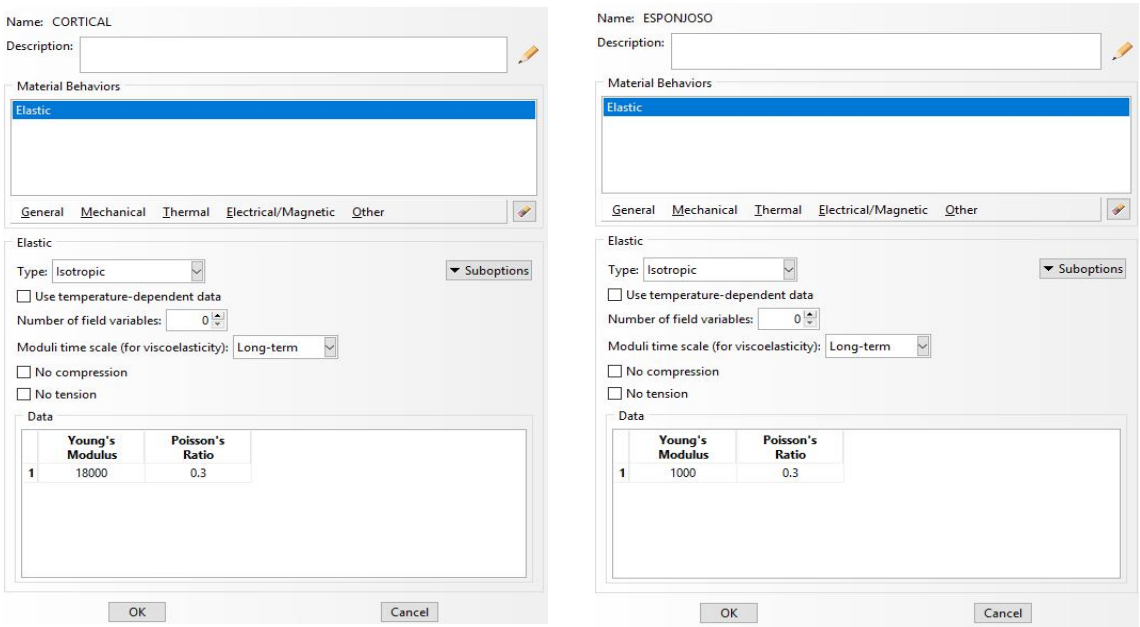


Fig. 47. Propiedades de los materiales.

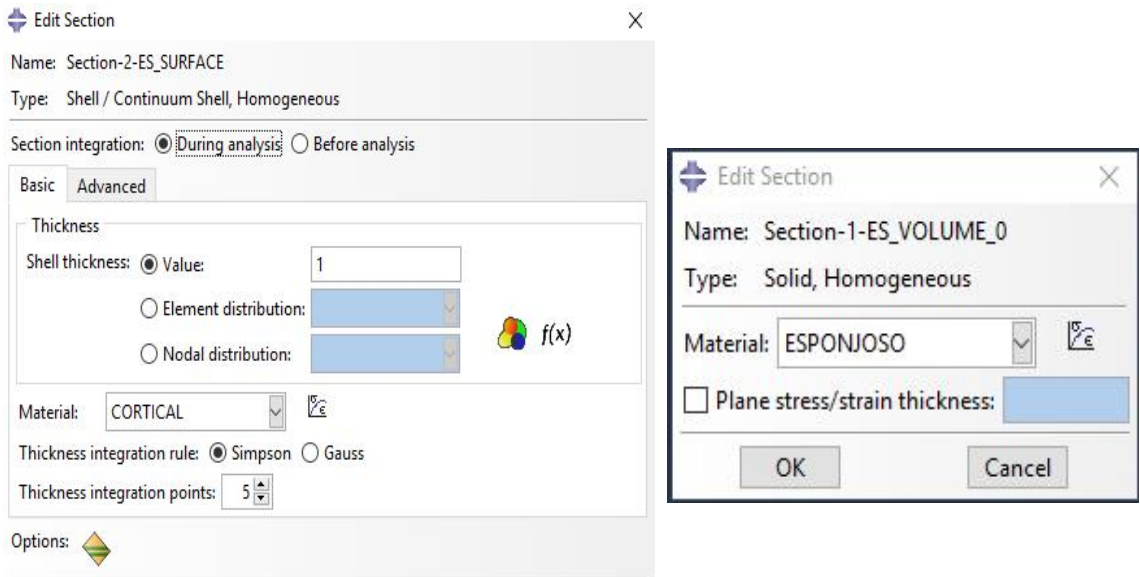


Fig. 48. Generación de las secciones.

Cuando ya tenemos las secciones generadas se realizará el “Section Assignments”. Esta acción se realizará en cada una de las tres partes que forman el modelo, por ejemplo, para realizar la asignación de las secciones en la tibia, deberemos elegir la región a seleccionar, en este caso queremos asignar la sección a la superficie, por lo tanto, elegiremos “ES_SURFACE” y posteriormente deberemos elegir una de las tres secciones que hemos generado anteriormente. **Figura 49.**

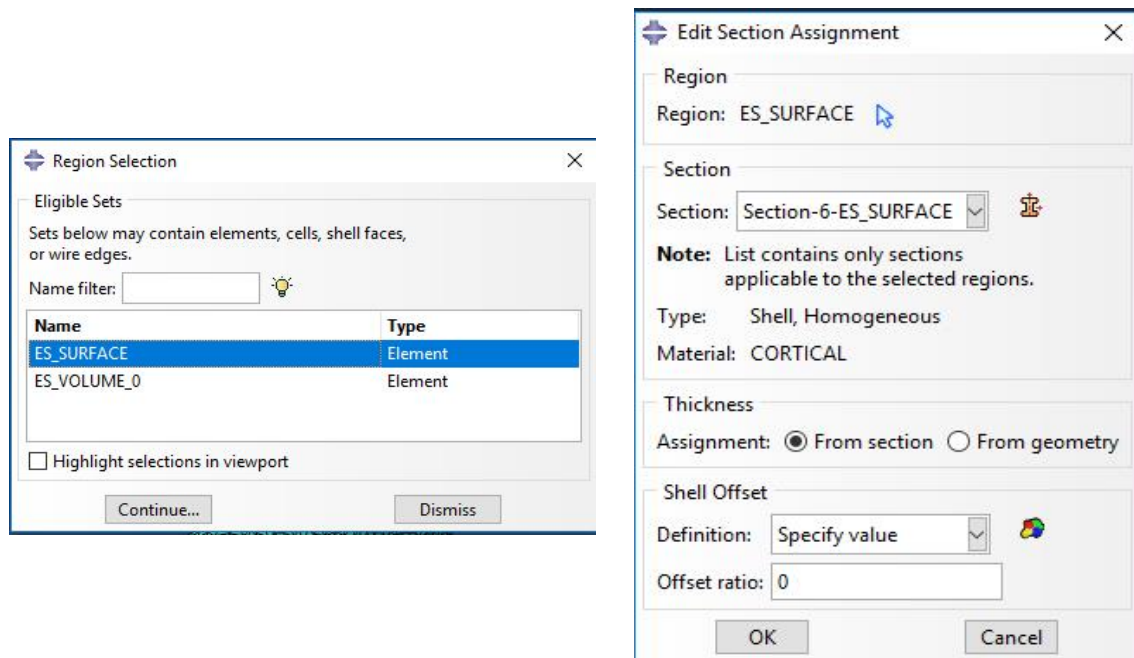


Fig. 49. Asignación de secciones a superficie.

Para las asignaciones de las secciones de volumen el procedimiento será similar. En primer lugar, se elegirá la región que se quiera, en nuestro caso, “ES_VOLUME_0”, y después se elegirá una de las secciones volumen que se han generado. **Figura 50.**

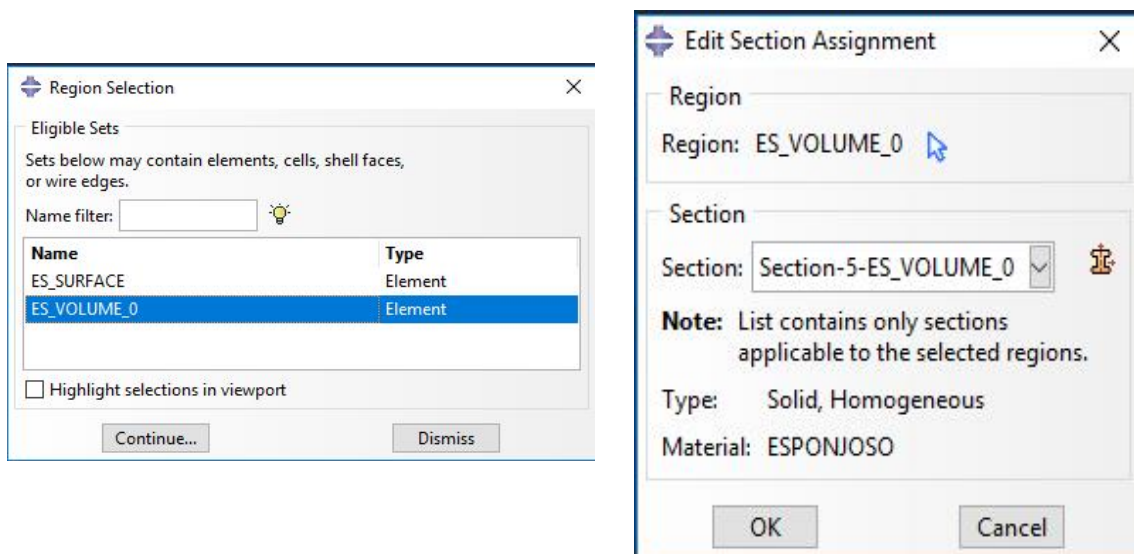


Fig. 50. Asignación de secciones volumen.

Lo siguiente que se realizará será el **ASSEMBLY** y los diferentes **STEPS** que se van a emplear para introducir las condiciones de contorno y las cargas a las que se va a someter al modelo

- **ASSEMBLY:**

En este apartado se van a generar los “sets” (**Puntos**) y superficies que se van a emplear para introducir las correspondientes cargas y condiciones de contorno.

Los sets son conjuntos de nodos o elementos que se seleccionan del modelo que se ha generado. Estos nodos o elementos pueden pertenecer a una sola parte o más de una y siempre un set tiene que incluir nodos o elementos, pero no ambos. Hay que tener cuidado ya que cualquier cambio en la malla, incluida la regeneración de los archivos, puede invalidar o cambiar la parte nativa de los conjuntos de malla.

Estos sets permitirán introducir las cargas a las que se va a someter el modelo, sin eliminar la malla ni dividir la geometría. En este caso, se han generado tres “**SETS**” de nodos: **ENCASTRE**, **NODOS_CARGA_NORMAL**, **NODOS_CARGA_TANGENCIAL**.

ENCASTRE: Son tres nodos pertenecientes al astrágalo.

- NODO 32:	269.055786,	321.844604,	467.30191
- NODO 321:	293.018402,	343.299011,	477.376495
- NODO 965:	268.773499,	352.530609,	490.421509

NODOS_CARGA_NORMAL: Son nueve nodos pertenecientes a la tibia.

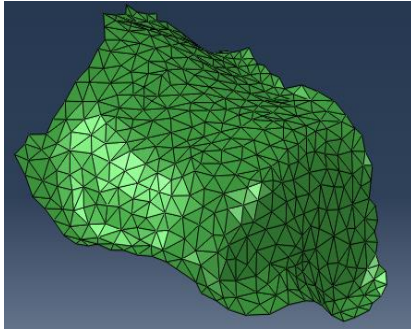
- NODO 6779:	304.092102,	290.212402,	757.830994
- NODO 6783:	313.59259,	300.308411,	757.832397
- NODO 6789:	291.872314,	307.637512,	757.834717
- NODO 6790:	295.506805,	300.994995,	757.838806
- NODO 6803:	312.420593,	290.624786,	757.852783
- NODO 6804:	301.509888,	315.748901,	757.853027
- NODO 6805:	307.558899,	313.617096,	757.853088
- NODO 6812:	312.418213,	306.364197,	757.85437
- NODO 6815:	294.560608,	313.632813,	757.85498

NODOS_CARGA_TANGENCIAL: Son ocho nodos pertenecientes a la tibia.

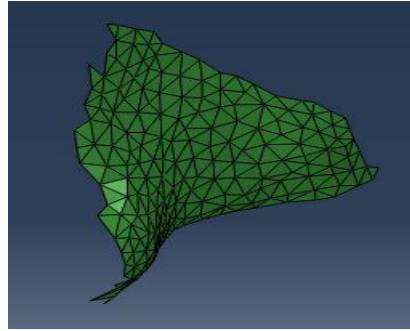
- NODO 6668:	305.495209,	319.321808,	757.13739
- NODO 6688:	292.364105,	318.859314,	757.269592
- NODO 6691:	296.522308,	319.539886,	757.291809
- NODO 6698:	303.175293,	319.549194,	757.326599
- NODO 6699:	291.142792,	317.765198,	757.335205
- NODO 6703:	294.134186,	319.267303,	757.367676
- NODO 6717:	290.712402,	316.798706,	757.536926
- NODO 6739:	299.692902,	318.777191,	757.692322

También, en este apartado se han tenido que generar las superficies de contacto entre las distintas partes que forman el modelo, **figura 51**.

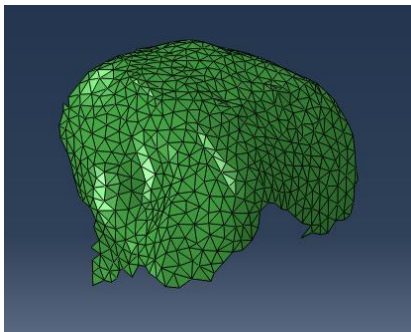
Las nuevas **superficies** creadas han sido: ASTRÁGALO_PartePERONÉ, ASTRÁGALO_ParteTIBIA, PERONÉ_ParteASTRÁGALO, PERONÉ_ParteTIBIA. TIBIA_ParteASTRÁGALO, TIBIA_PartePERONÉ.



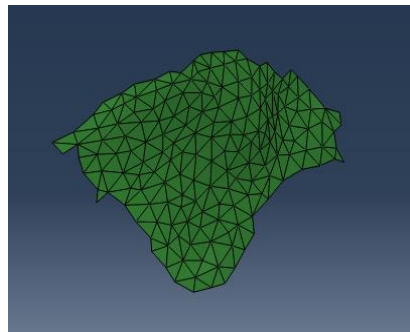
Tibia parte Astrágalo



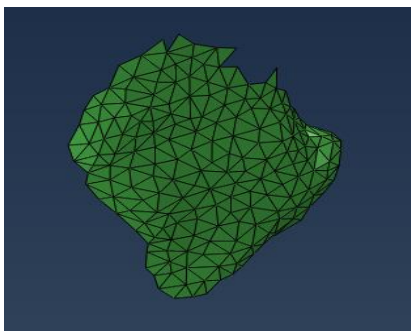
Tibia parte Peroné



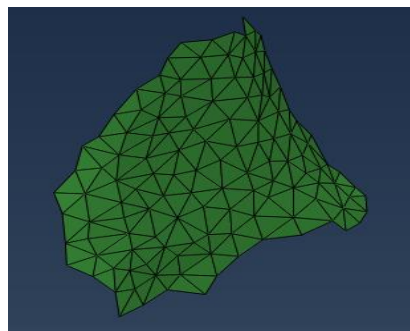
Astrágalo parte Tibia



Astrágalo parte Peroné



Peroné parte Astrágalo



Peroné parte Tibia

Fig. 51. Superficies generadas en el modelo.

Una vez que tenemos creados los sets y superficies deberemos realizar las interacciones entre las superficies. Para obtener estas interacciones tendremos que seleccionar las parejas de superficies que pueden entrar en contacto cuando se le apliquen las distintas cargas al modelo. Se han generado tres interacciones diferentes y a todas ellas se les ha introducido la misma propiedad de contacto, en este caso, se ha introducido un coeficiente de fricción de 0.3. Como se ve en la **figura 52**, para la generación de las interacciones se debe elegir una superficie maestra y otra esclava, en nuestro caso, la superficie maestra va a ser la que proporcione movimiento, es decir, el hueso al que se le van a aplicar las cargas o las condiciones de contorno y que en este modelo va a ser siempre la tibia.

```

425832 **
425833 ** INTERACTIONS
425834 **
425835 ** Interaction: CONTACTO-1
425836 *Contact Pair, interaction=CONTACTO, type=SURFACE TO SURFACE
425837 ASTRAGALO_PARTEPERONE, PERONE_PARTEASTRAGALO
425838 **
425839 ** Interaction: CONTACTO-2
425840 *Contact Pair, interaction=CONTACTO, type=SURFACE TO SURFACE
425841 ASTRAGALO_PARTETIBIA, TIBIA_PARTEASTRAGALO
425842 **
425843 ** Interaction: CONTACTO-3
425844 *Contact Pair, interaction=CONTACTO, type=SURFACE TO SURFACE
425845 PERONE_PARTETIBIA, TIBIA_PARTEPERONE

```

Fig. 52. Contacto entre las superficies generadas.

- **STEPS:**

El programa Abaqus realiza los cálculos de la simulación por partes, es decir, en “STEPS”. En cada uno de estos “steps” o pasos se le podrán aplicar diferentes contactos o condiciones de contorno. Los “steps” tienen cuatro características principales: No linealidades geométricas (**Nlgeom**), si queremos que Abaqus las considere en la simulación, duración del step (**time period**), máximo número de incrementos (**máximum number of increment**), los suficientes para que la simulación se complete, tamaño de los incrementos (**increment size**). Cada integración requiere un incremento de tiempo, que tendrá que ser siempre menor que la duración del step.

En este trabajo se han creado tres “steps”:

- **INITIAL:** Este step se genera por defecto y en él se han creado los tres contactos entre las distintas superficies y la condición de contorno de encastre. Esta condición de contorno la hemos introducido en el astrágalo, a través del set de nodos ENCASTRE, generado anteriormente.
- **DESPLAZAMIENTO:** En este step se ha introducido una nueva condición de contorno que es la del desplazamiento de la tibia 1.5 mm para que realice el programa haga la simulación correctamente. Además, tanto las interacciones como la condición de contorno de apoyo se propagarán del step inicial a este.
- **CARGAS:** Aquí lo que se ha hecho es crear las cargas a las que se va a someter el modelo. Mientras que las anteriores condiciones de contorno tanto de empotramiento, apoyo, y desplazamiento se propagan por este step.

Tanto en el step de desplazamiento como el de cargas tienen las mismas características de cálculo, **tabla 12**.

Características del step:

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	STÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL → 0.1
	MÍNIMO → 1E-5
	MÁXIMO → 1

Tabla 12. Características "step" articulación sana.

ARTICULACIÓN TIBIOPEROEENA LESIONADA:

Para simular la articulación lesionada lo que se hizo fue, como se explica en la memoria, eliminar tanto el ligamento tibioperoneo anterior y parte de la membrana que se encuentra entre el peroné y la tibia. La eliminación del ligamento tibioperoneo anterior se realizó a través de la opción "supress", como se puede observar en la **figura 53**. Para eliminar parte de la membrana que une la tibia y el peroné se tuvo que eliminar, seleccionando el par de nodos y dándole a la opción de "Delete pairs" como se puede ver en la **figura 54**, uno de los muelles con los que se simuló la membrana.

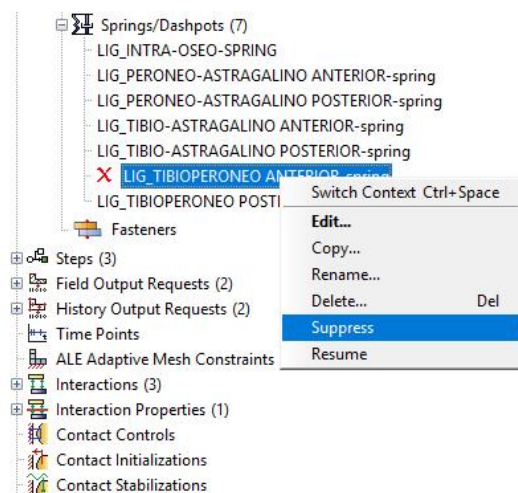


Fig. 53. Eliminar Ligamento Tibioperoneo Anterior (LTPA).

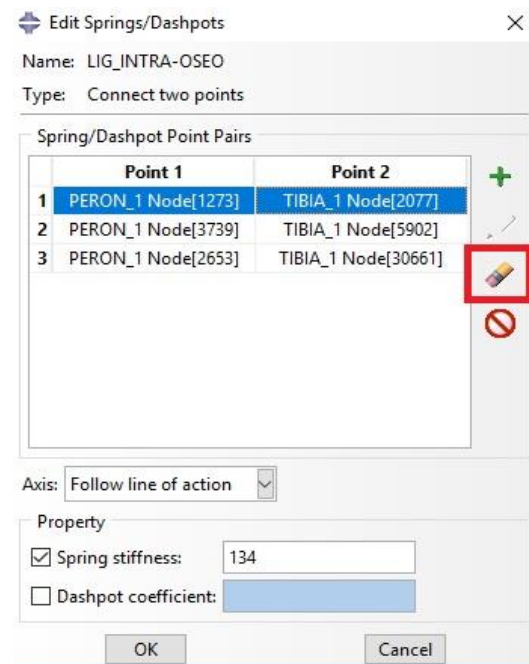


Fig. 54. Eliminar "spring" de membrana interósea.

Las características de los “steps” de desplazamiento y cargas para realizar el cálculo tienen las mismas características que en el modelo de la articulación sana, **tabla 13**.

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	STÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL → 0.1
	MÍNIMO → 1E-5
	MÁXIMO → 1

Tabla 13. Características “step” articulación lesionada.

MODELO CON TORNILLO TRICORTICAL:

Este modelo se realizó sobre el de la articulación lesionada. En esta ocasión hay que generar un nuevo elemento, el tornillo, para luego poder colocarlo entre los nodos deseados. Para la generación del tornillo se tienen que seguir pasos similares a los anteriormente detallados en el modelo de la articulación tibioperonea sana, con los cuales se dotaba de propiedades a las distintas partes.

Primeramente, se necesitará saber cual será la colocación idónea del tornillo. Se decidirá colocarlo, como se comenta en la memoria del trabajo, a una distancia de unos **3-4 cm** de la cabeza del peroné. La colocación del tornillo se va a realizar a través de la selección de un set de nodos, **NODOS_PERONE-TIBIA, figura 55**, para de esta forma obtener la longitud que existe entre ellos y poder generar el nuevo elemento con la longitud deseada.

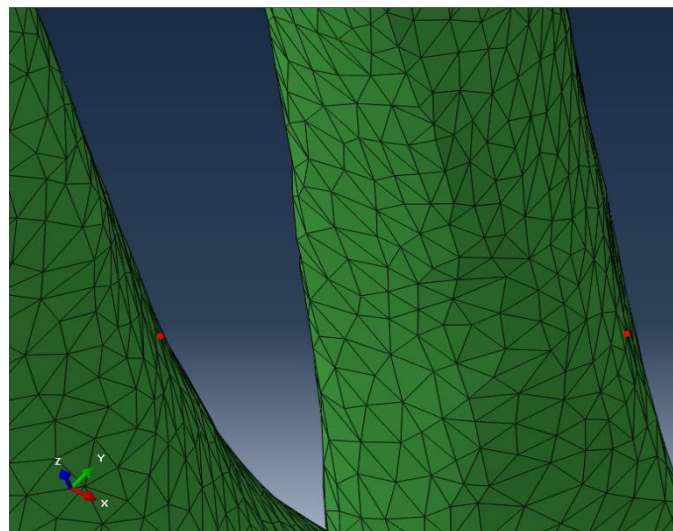


Fig. 55. Lugar de nodos para la colocación del tornillo.

Una vez generado el set de nodos, se tendrá que obtener la distancia que existe entre ellos por lo que, para esto, se recurrirá a la opción “Query Information”, la cual es una opción con la que el programa nos releva una serie de información del modelo, y clicaremos en el apartado de “Distance”. Para que el programa saque la distancia se tendrá que seleccionar los dos nodos del set y la distancia nos aparecerá en la consola de la parte de abajo, como se puede ver en la **figura 56**.

Point 1: 318.963104, 346.698395, 560.5 Point 2: 299.765198, 339.111694, 559.092529
Distance: 20.690544 Components: -19.197906, -7.5867, -1.407471

Fig. 56. Distancia entre nodos.

Cuando se conozca la distancia que hay entre los dos nodos, se podrá generar el nuevo elemento. Se comenzará creando una nueva parte, como se puede ver en la **figura 57**, a través de la opción “Part” y generando una parte de tipo deformable y forma “Wire” o cable, ya que se quiere simular el tornillo con un elemento “Beam” o barra. Posteriormente, se procederá a darle la longitud antes obtenida a través del set de nodos, a la nueva parte generada y, también, se le darán las propiedades pertinentes a la sección. Se eligió un elemento “beam” porque son geoméricamente simples y tienen pocos grados de libertad. Esta simplificación se puede realizar si se asume que la deformación se puede estimar a partir de variables que dependen de la posición a lo largo del eje axial. La suposición fundamental utilizada es que la sección de la viga no puede deformarse en su propio plano. Además, estos elementos proporcionan una gran eficiencia de cálculo porque operan directamente en términos de fuerza axial, momentos de flexión y torsión en los nodos finales del elemento. Son empleados para desplazamientos pequeños, como es el caso, o grandes (grandes rotaciones con pequeñas deformaciones).

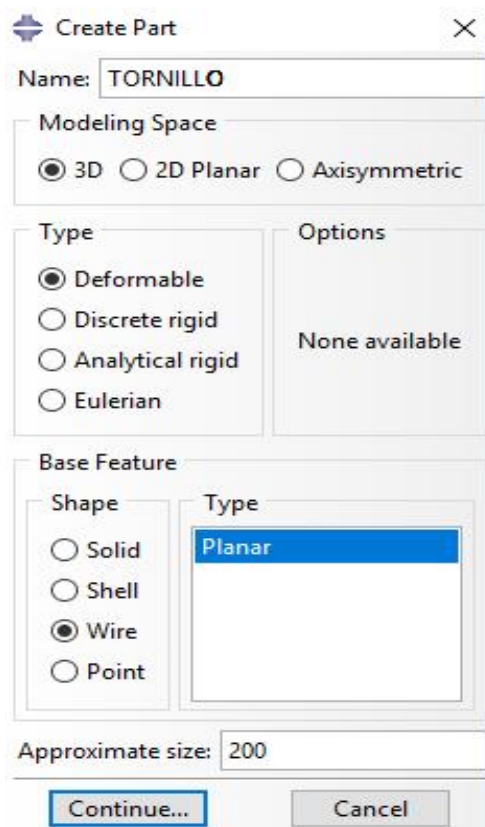


Fig. 57. Generar el tornillo.

Se creará el nuevo material del que estarán hechos los tornillos, para ello, se deberá ir al apartado de “Material” en el árbol de opciones de ABAQUS, **figura 58**. Deberán aparecer los dos materiales utilizados hasta ahora, es decir, el tejido cortical y el tejido esponjoso. Para añadir el material deseado se da dos “clicks” a “Material” y aparece una ventana donde allí se pueden introducir las propiedades del material, en este caso y como se comenta, **figura 59**, en la memoria, los tornillos están modelados como si fuera titanio, por lo tanto, se introducirán las propiedades que se han visto en la literatura.

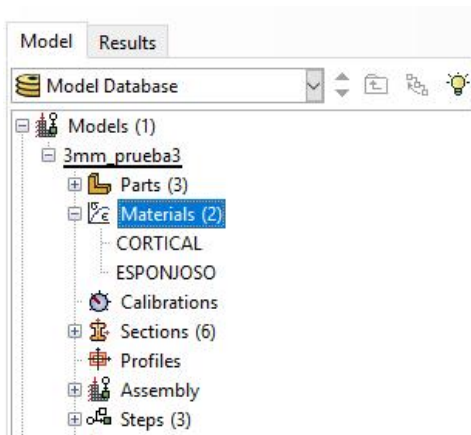


Fig. 58. Módulo Material

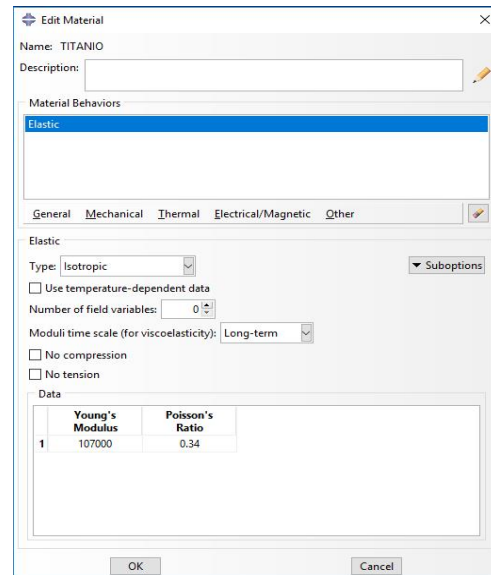


Fig. 59. Características del Titanio.

Para poder dar propiedades a la parte que se ha generado, se deberá crear una nueva sección y, como esta nueva sección será de tipo “Beam” se deberá generar también un perfil para darle las características deseadas a la nueva sección. En primer lugar, se comenzará por generar las características que tendrá el perfil de la nueva sección. Para ello, se clicará en la opción “Profile”, del árbol de características del programa y se elegirá una forma circular cuyo radio variará en función del modelo que sea, por ejemplo, en este el radio del tornillo será de 1.75 mmm, es decir, el tornillo será de 3.5 mm. Cuando ya se tiene el perfil creado, se generará una nueva sección, tipo “Beam”, a la cual se le asignarán tanto el nuevo material creado como el perfil. Esto se puede ver en la **figura 60**.

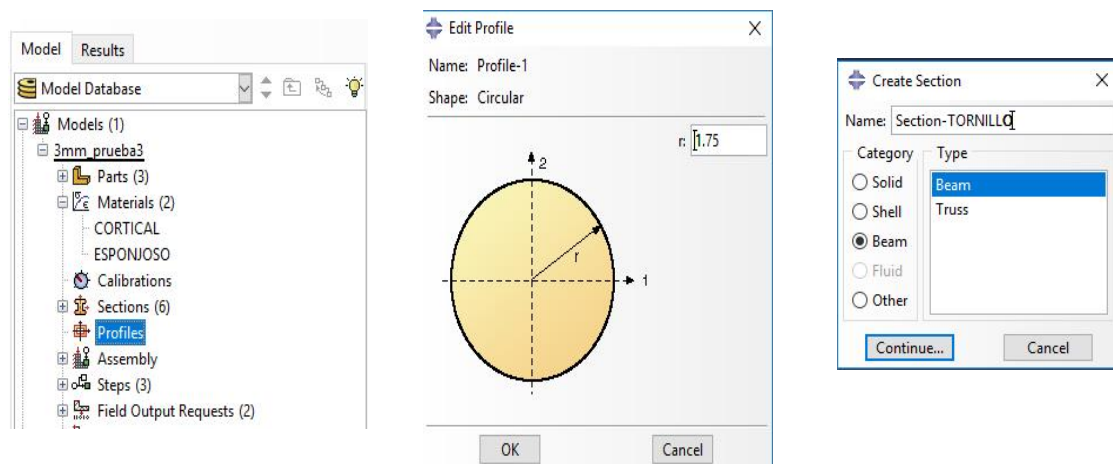


Fig. 60. Creación de perfil y sección del tornillo.

Posteriormente, se realizará el “Section Assignments”. Para realizar la asignación de la sección generada deberemos elegir la región a seleccionar, en este caso queremos asignar la sección al tornillo, por lo tanto, elegiremos **SET-1**, como se puede ver en la **figura 61**, y posteriormente deberemos seleccionar la única sección que nos muestra la ventana ya que es la única de tipo “beam” que existe, **figura 62**.

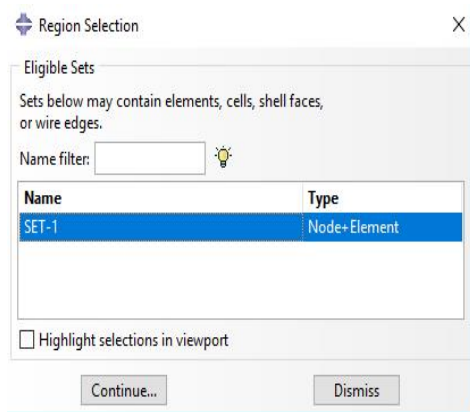


Fig. 61. Selección de la región para el tornillo.

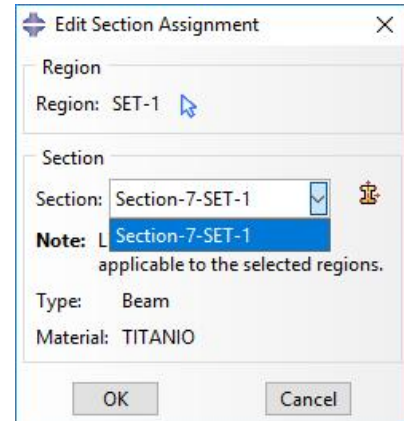


Fig. 62. Asignación de la sección del tornillo.

Cuando ya se tienen asignada la sección se procederá a mallar el tornillo. Para la simplificación a la hora de obtener resultados se decidió generar un único elemento en el tornillo, es decir, el tornillo está compuesto por un elemento y dos nodos, uno en cada extremo del tornillo. Para mallar el tornillo deberemos irnos al módulo de “Mesh” y seleccionar en primer lugar, en la barra de arriba la opción de “Mesh” para posteriormente ir a la opción “Element Type”, como se puede apreciar en la **figura 63**.

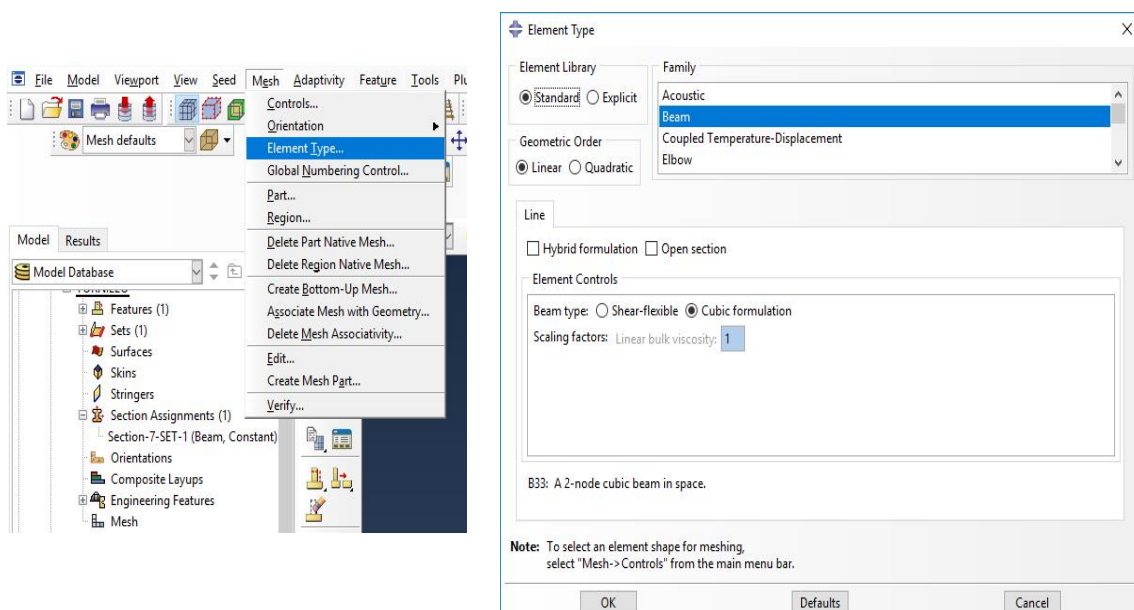


Fig. 63. Selección de tipo de elemento.

Con esto, lo que se consigue es seleccionar la familia y el tipo de elemento que se usará. En este caso, la familia será “Beam” y en “Control Element” seleccionaremos “Cubic formulation”. Por lo tanto, el elemento del tornillo será de tipo **B33**. La B nos indica que es un elemento de tipo “beam”, el primer “3” indica que es una barra o “beam” en el espacio y el siguiente “3” es el tipo de interpolación a la hora de realizar el cálculo, en este caso, formulación cúbica.

Posteriormente, se deberá introducir la longitud del elemento, es decir, la longitud del tornillo. Para esto se irá a la opción “Seed” de la barra superior y seleccionaremos “Edges”, aquí y como se puede ver en la **figura 64**, se introducirá la longitud correspondiente. Por último, para realizar el mallado al tornillo se seleccionará la opción “Mesh Part” y se seleccionará “Yes” y ya se tendrá el tornillo mallado.

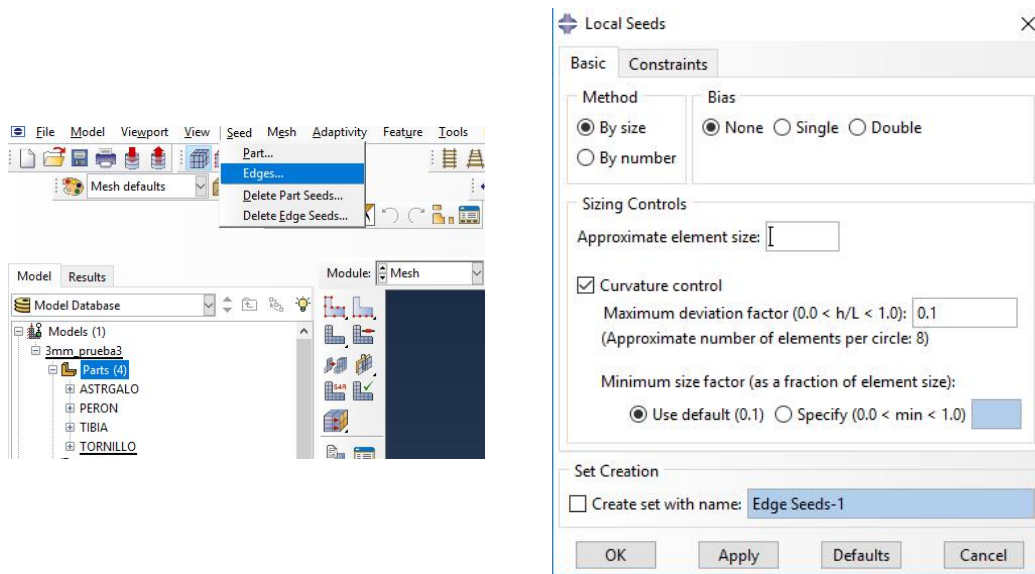


Fig. 64. Introducción del tamaño de elemento.

Para la colocación del tornillo entre los dos nodos deberemos hacerlo manualmente en el archivo “inp” que posteriormente se lanzará para el cálculo. Con la opción “Query” se obtienen las dos coordenadas de los nodos, como se ha dicho anteriormente, las cuales tendremos que introducirlas en el archivo “inp”, como se indicia en la **figura 65**.

```
*Part, name=TORNILLO
*Node
1,      319.487,    345.744812,    555.619995
2,      274.102509,  329.764008,    559.305176
```

Fig. 65. Coordenadas de tornillo.

Por último y una vez colocado en el lugar que se quiere, se deberá fijar para que realmente haga la función para la cual se coloca, fijar. Esto se realiza a través de la opción “Tie” como se puede apreciar en la **figura 66**. Esto nos permite fijar los nodos del tornillo con los nodos de las superficies de las partes de las distintas partes del modelo. Se deberá elegir unos nodos master y otros esclavos, en nuestro caso, los nodos master van a ser los tornillos, **NODOS_TORNILLO**, ya que es un material mucho más rígido que los tejidos que componen los huesos y los nodos esclavos serán los seleccionados en las superficies de las partes, **NODOS_PERONE-TIBIA**.

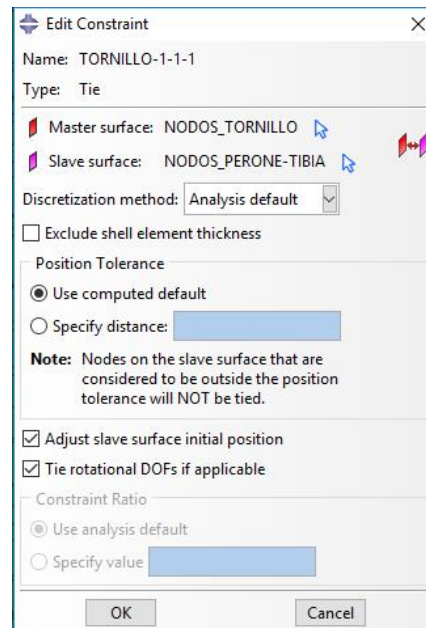


Fig. 66. Generación del Tie.

Después de ya tener todos los elementos y fijaciones hechas se procede a lanzar los cálculos al clúster de cálculo. Como se encontraron errores de convergencia se probó a reducir el tamaño de incremento mínimo hasta los $1e-10$ y el tamaño de incremento inicial hasta los 0.05, **tabla 14**. Los valores por defecto que proporciona el programa son de $1e-5$ y 1, respectivamente.

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL \rightarrow 0.05
	MÍNIMO \rightarrow $1E-20$
	MÁXIMO \rightarrow 1

Tabla 14. Características "step" tornillo tricortical.

MODELO CON 2 TORNILLO TRICORTICAL:

Para crear este modelo se necesita generar otro tornillo para colocarlo sobre el lugar elegido y el proceso será el mismo que el anteriormente detallado. Las secciones y perfiles de los tornillos serán iguales que en el modelo anterior, es decir, el radio tendrá un radio de 1.75 mm. Las distancias elegidas entre tornillos han sido 8.8 mm, 15 mm y 17.987 mm. Como en el primer modelo expuesto de este anexo, se han creado dos "steps", uno de desplazamiento y otro de

cargas. En el primer “step” se introduce con el propósito de iniciar el contacto. A continuación, se van a mostrar las características de los “steps” usado para el cálculo de los tres modelos.

- 10 mm

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL → 0.05
	MÍNIMO → 1E-20
	MÁXIMO → 1

Tabla 15. Características “step” 2 tornillos tricorticales a 8.8 mm.

- 15 mm

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL → 0.05
	MÍNIMO → 1E-20
	MÁXIMO → 1

Tabla 16. Características “step” 2 tornillos tricorticales a 15 mm.

El tamaño de incrementos se modificó, ya que había problemas de convergencia y no se obtenían resultados. El error que se obtenía era ***TIME INCREMENT REQUIRED IS LESS THAN THE MINIMUM SPECIFIED***, por lo tanto, lo que se hizo fue reducir el tamaño de incremento mínimo hasta los 1e-20 y disminuir el tamaño de incremento inicial para que la introducción del desplazamiento y de las cargas se hiciera de la forma más gradual posible.

- 17.987 mm

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	500
Tamaño de incremento	INICIAL(Desplazamiento) → 0.01; INICIAL(Cargas) → 0.001
	MÍNIMO → 1E-20
	MÁXIMO → 1

Tabla 17. Características “step” 2 tornillos tricorticales a 17.987 mm.

En este caso, el error que aparecía con los valores por defecto de las características del step era ***TOO MANY ATTEMPTS MADE FOR THIS INCREMENT***, además del error anteriormente mencionado. Lo que se hizo es ir incrementando el número de incrementos, hasta los 500, disminuir el tamaño de incremento inicial y el mínimo para conseguir que no hubiera problemas de convergencia.

MODELO TORNILLO CUATRICORTICAL:

Para generar este modelo se necesita crear un nuevo tornillo que atraviese el tejido cortical tanto del peroné como de la tibia. Esto se realizó de la misma forma que los modelos anteriores, es decir, creando un set de nodos que recoja un nodo del peroné y otro de la tibia, medir la distancia entre ellos a través de la opción “Query” y crear un elemento “beam” con la distancia que se ha obtenido. Además, se generará la malla en el tornillo para poder obtener resultados.

Posteriormente, se obtendrán las coordenadas, nuevamente con la opción “Query” y se introducirán en el archivo inp para que el elemento se coloque en el lugar deseado y, por último, se generará un “Tie”, la cual es una opción con que fijar el elemento “beam” a las diferentes partes que componen el modelo.

A continuación, se muestra las características de cálculo del step:

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL → 0.01
	MÍNIMO → 1E-10
	MÁXIMO → 1

Tabla 18. Características “step” tornillo cuatricortical.

Los valores que se cambiaron fueron el tamaño de incremento inicial y el mínimo ya que se obtenían errores de convergencia.

MODELOS CON 2 TORNILLOS CUATRICORTICAL:

Para realizar este modelo se seguirán los mismos pasos explicados anteriormente con los tornillos tricorticales, es decir, se crearán las dos nuevas partes o tornillos en el programa ABAQUS y se procede a la colocación de los mismos en los mismos lugares que en el caso anterior, es decir, 8.8 mm, 15 mm y 17.987 mm.

A continuación, se mostrarán las distintas características de cálculo que se han elegido en los steps.

- 8.8 mm

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL \rightarrow 0.1
	MÍNIMO \rightarrow 1E-05
	MÁXIMO \rightarrow 1

Tabla 14. Características "step" 2 tornillos cuatricortical a 8.8 mm.

- 15 mm

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	100
Tamaño de incremento	INICIAL \rightarrow 0.1
	MÍNIMO \rightarrow 1E-05
	MÁXIMO \rightarrow 1

Tabla 15. Características "step" 2 tornillos cuatricortical a 15 mm.

- 17.987 mm

	Desplazamiento y Cargas
Tipo	ESTÁTICO, GENERAL
Tiempo periodo	1
Tipo de cálculo	NO LINEAL
Máximo número de incrementos	200
Tamaño de incremento	INICIAL(Desplazamiento) \rightarrow 0.01;
	MÍNIMO \rightarrow 1E-20
	MÁXIMO \rightarrow 1

Tabla 16. Características "step" 2 tornillos cuatricortical a 17.987 mm.

En este último modelo como aparecía el error ***TOO MANY ATTEMPTS MADE FOR THIS INCREMENT*** se decidió incrementarlo de los 100 que aparecen por defecto hasta los 200. También se disminuyó el tamaño de incremento inicial para que no hubiese problemas de convergencia.

MODELO TIGHTROPE:

Este modelo es ligeramente distinto a todos los realizados anteriormente. De lo que se trata es de colocar un cable de alta resistencia entre la tibia y el peroné, para de este modo, fijar la articulación y dotarle de la estabilidad que pierde cuando se produce la lesión. Para simular este modelo, primeramente, se comenzó con la creación del material del que estará hecho el cable o **Tightrope**. Se seguirán los mismos pasos anteriormente detallados para la generación de un nuevo material, es decir, se clicará en “Material” en el árbol y en la ventana que nos aparece introduciremos el nombre y las características del material. Esto se puede ver en las siguientes **figuras 67 y 68**.

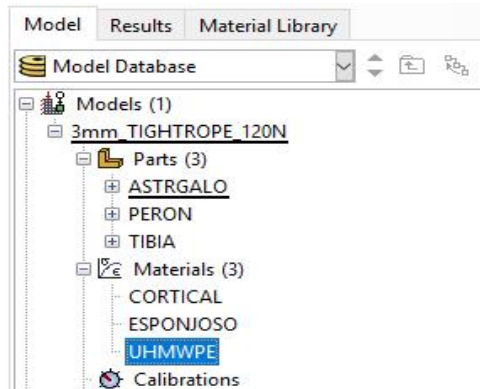


Fig. 67. Módulo de Material

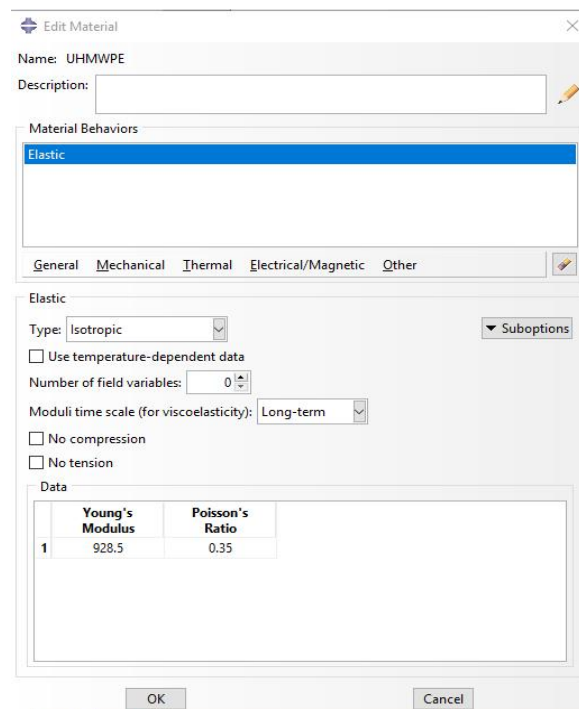


Fig. 68. Características del UHMWPE

Posteriormente, se extraerá el archivo inp que proporciona el programa ABAQUS y se trabajará sobre él. Para realizar la pretensión, se necesitará generar dos nodos ficticios, que como puede observarse en la siguiente figura, se añadirán al final conjunto de nodos que forman la geometría del peroné.

Como se puede observar, estos nodos son el **20000** y **20001**. Ellos pertenecen en el modelo real a la tibia y al peroné, respectivamente. En la **tabla 19** se puede observar cual es el nodo real el cual pertenece a una parte del modelo y el otro ficticio sobre el que se realizará la pretensión.

	NODOS REALES	NODOS FICTICIOS	COORDENADAS DE NODOS
TIBIA	2261	20000	275.014496, 328.167206, 561.216309
PERONÉ	1294	20001	319.487, 345.744812, 555.619995

Tabla 19. Nodos para la pretensión.

Posteriormente, se creará el elemento con el cual uniremos la tibia y el peroné para después aplicarle la pretensión. Se generará inmediatamente después de los nuevos nodos ficticios introducidos a través del comando “Element”, el cual, como todos los elementos anteriores será de tipo B33, es decir, un elemento “beam” o barra (**TIGHTROPE**) y resuelto con una formulación cúbica. Este elemento, y como se puede ver en la siguiente figura, unirá el nodo ficticio de la tibia (**20000**) y el nodo real del peroné (**1294**), **figura 69**.

```
78806 *Element, type=B33, elset=TIGHTROPE
78807 100000, 20000, 1294
```

Fig. 76. Elemento ficticio.

Una vez generado el elemento **TIGHTROPE**, lo que se deberá hacer será generar dos conjuntos de nodos de un nodo cada uno. Uno que contenga al nodo ficticio de la tibia y otro al del peroné. Estos conjuntos se emplearán más adelante para realizar tanto la pretensión como el “**TIE**” para fijar el elemento a la parte deseada, que en este caso será la tibia. También, se tendrá que dotar al elemento de las características del material con el que se quiere trabajar, en este caso el **UHMWPE**. Para esto se tendrá que incluir una nueva línea de comando justo después de la creación de los dos conjuntos de nodos. Como se puede ver en la siguiente figura, el material del elemento **TIGHTROPE** será el **UHMWPE** y la sección será circular de **1.5 mm** de radio, **figura 70**.

```
78812 *Beam Section, elset=TIGHTROPE, material=UHMWPE, temperature=GRADIENTS, section=CIRC
78813 1.5
78814 0., 0., -1.
```

Fig. 70. Asignación de sección para el TIGHTROPE.

Se pasará ahora al **Assembly**, aquí se generarán también todos los conjuntos de nodos necesarios para introducir las distintas condiciones de apoyo o cargas. Para realizar el “**TIE**” se tendrán que emplear los conjuntos de nodos “**TIETIBIA**” y “**NODO_PERONE**”. Se crearán las respectivas superficies y se aplicará la condición de “**TIE**”, donde el conjunto de nodos esclavo es el “**TIETIBIA**” y el conjunto de nodos maestros será el “**NODO_PERONE**”, **figura 71**.


```

425765 *Surface, type=NODE, name=NODOS_PERONE_CNS, internal
425766 NODOS_PERONE, 1.
425767 *Surface, type=NODE, name=TIETIBIA, internal
425768 TIETIBIA, 1.
425769
425770 ** Constraint: TIE-TIGHTROPE
425771 *Tie, name=TIE-TIGHTROPE, adjust=yes
425772 NODOS_PERONE_CNS, TIETIBIA

```

Fig. 71. Generación de superficies y TIE.

El siguiente paso será el de generar la pretensión para, de este modo, realizar la fijación. Para ello, se utilizará la opción **PRE-TENSION** que permite definir una tensión previa en un perno o estructura similar. Para definir esta opción se requieren tres parámetros: **SUPERFICIE**, **ELEMENTO** Y **NODO**. Se requiere el parámetro **NODE**, así como uno de los parámetros **SURFACE** o **ELEMENT**. Con el parámetro SURFACE se define una superficie frontal del elemento sobre la cual actúa la pretensión. Esto, generalmente, se utilizar para elementos volumétricos y suele ser una sección transversal del perno. Los tornillos, como es el caso de este trabajo, se pueden modelar como un elemento “beam” o barra. En este caso, se requiere el parámetro **ELEMENTO**. El parámetro **NODE** se utiliza para definir un nodo de referencia. Este nodo no debe utilizarse en ninguna otra parte del modelo, por este motivo anteriormente se ha generado el nodo ficticio **20001**. El primer grado de libertad de este nodo se utiliza para definir una fuerza de pretensión con ***CLOAD** o un desplazamiento diferencial con ***Boundary**. En la **figura 72**, se puede ver como se ha introducido el comando pre-tensión en el modelo de este trabajo.

```

425803 **
425804 *Pre-tension Section, element=PERON_1.TIGHTROPE, node=PERON_1.TIGHTROPE_PRETENSION
425805 *End Assembly

```

Fig. 72. Pretensión en el nodo.

Una vez que ya se tienen todos los componentes introducidos en el archivo, se deberá pasar al apartado de los “steps” para proceder al cálculo. A parte de los “steps” de desplazamiento y cargas, se deberán incorporar dos nuevos. El primero será el “step” **PRETENSION**, donde se le introducirá la carga de pretensado que se quiere. Como se verá en la **figura 73** esta pretensión se aplicará al nodo ficticio **TIGHTROPE_PRETENSION** generado en la “part” peroné.

```

425904 **
425905 ** STEP: PRETENSION
425906 **
425907 *Step, name=PRETENSION, nlgeom=YES
425908 *Static
425909 0.1, 1., 1e-05, 1.
425910 **
425911 ** LOADS
425912 **
425913 *Cload
425914 PERON_1.TIGHTROPE_PRETENSION, 1, 100.
425915 **
425916 ** OUTPUT REQUESTS
425917 **
425918 *Restart, write, frequency=0
425919 **
425920 ** FIELD OUTPUT: F-Output-3
425921 **
425922 *Output, field, variable=PRESELECT
425923 **
425924 ** HISTORY OUTPUT: H-Output-3
425925 **
425926 *Output, history, variable=PRESELECT
425927 *End Step

```

Fig. 73. “Step” de pretensión.

Para acabar, se genera un último “step” que se emplea para fijar la pretensión y se utiliza el nodo ficticio anteriormente utilizado para introducir la pretensión, **figura 74**. El cálculo se completará si en los resultados el modelo llega a este “step”.

```
425929 **
425930 ** STEP: FIXED
425931 **
425932 *Step, name=FIXED, nlgeom=YES
425933 *Static
425934 0.1, 1., 1e-05, 1.
425935 *BOUNDARY, FIXED
425936 PERON_1.TIGHTROPE_PRETENSION, 1, 1
425937 **
425938 ** OUTPUT REQUESTS
425939 **
425940 *Restart, write, frequency=0
425941 **
425942 ** FIELD OUTPUT: F-Output-4
425943 **
425944 *Output, field, variable=PRESELECT
425945 **
425946 ** HISTORY OUTPUT: H-Output-4
425947 **
425948 *Output, history, variable=PRESELECT
425949 *End Step
```

Fig. 74. "Step" de fijación.